



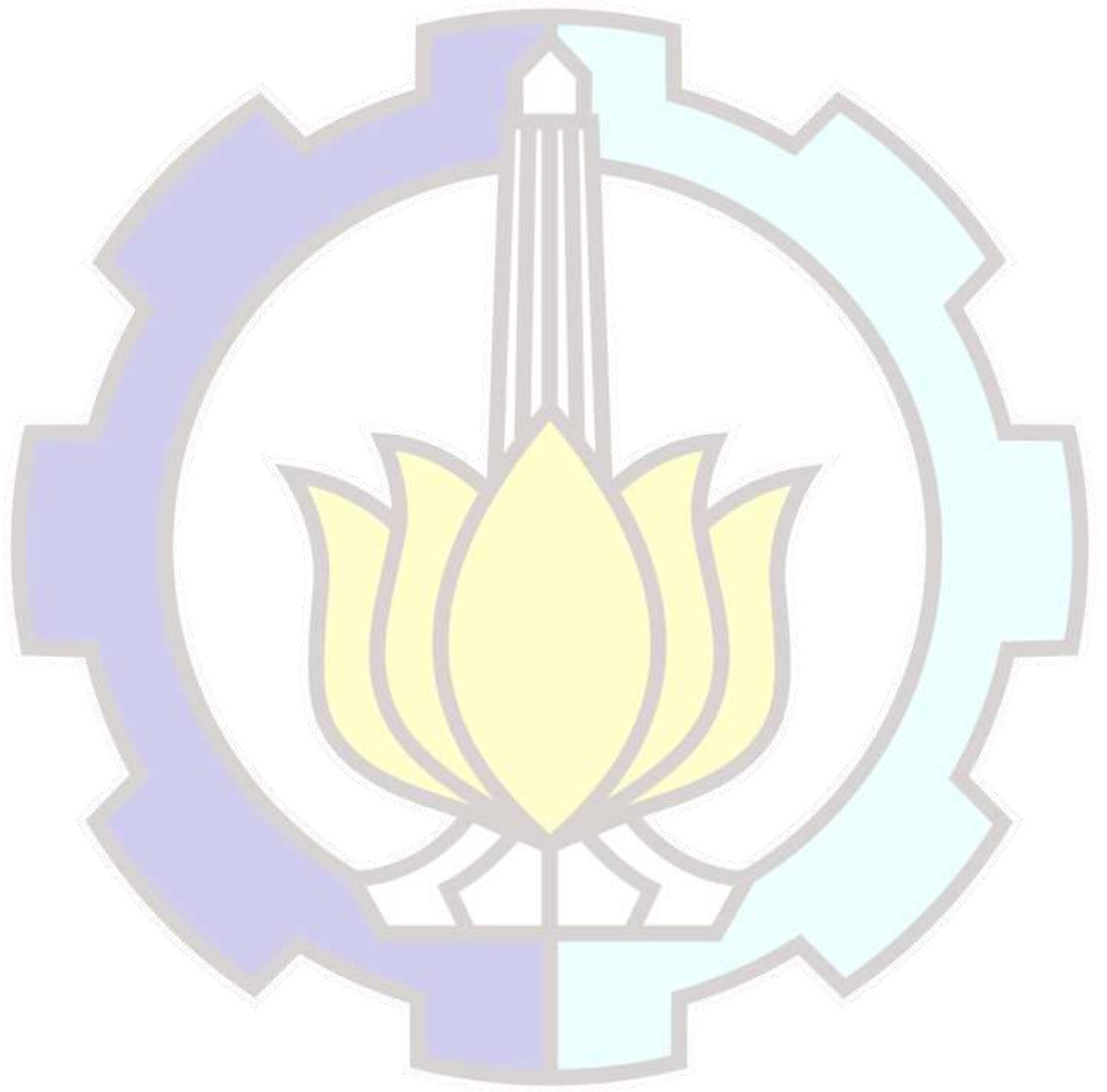
TESIS - EE 185401

PENGOLAHAN SINYAL ECG UNTUK KLASIFIKASI KECEMASAN SESEORANG

SEVIA INDAH PURNAMA
NRP 07111650040003

DOSEN PEMBIMBING
Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT.
Dr. Ir. Hendra Kusuma, M.Eng.Sc.

PROGRAM MAGISTER
BIDANG KEAHLIAN TEKNIK ELEKTRONIKA
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2018





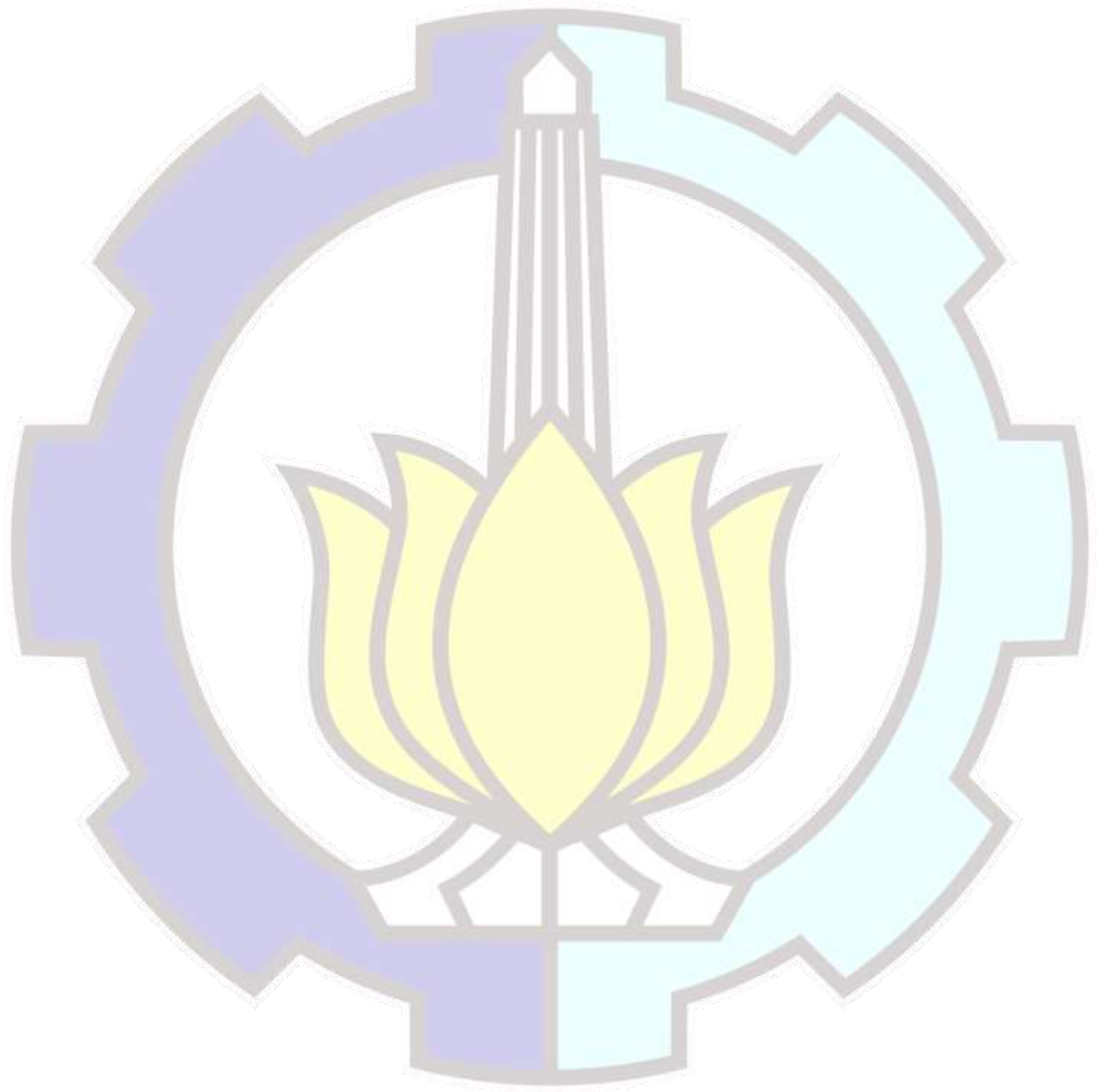
TESIS - EE 185401

**PENGOLAHAN SINYAL ECG UNTUK
KLASIFIKASI KECEMASAN SESEORANG**

SEVIA INDAH PURNAMA
07111650040003

DOSEN PEMBIMBING
Dr. Tri Arief Sardjono. ST. MT.
Dr. Ir. Hendra Kusuma M.Eng.Sc.

PROGRAM MAGISTER
BIDANG KEAHLIAN TEKNIK ELEKTRONIKA
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2018



LEMBAR PENGESAHAN

Tesis disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar
Magister Teknik (M.T.)

di
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

oleh:

Sevia Indah Purnama
NRP. 07111650040003

Tanggal Ujian : 20 Desember 2018
Periode Wisuda : Maret 2019

Disetujui oleh:



1. Dr. Tri Arief Sardjono. ST. MT.
NIP. 197002121995121001

(Pembimbing I)



2. Dr. Ir. Hendra Kusuma, M.Eng.Sc
NIP. 196409021989031003

(Pembimbing II)



3. Muhammad Attamimi, B.Eng., M.Eng., Ph.D.
NPP. 1985201711039

(Penguji)



4. Ronny Mardiyanto, S.T., M.T., Ph.D.
NIP. 198101182003121003

(Penguji)

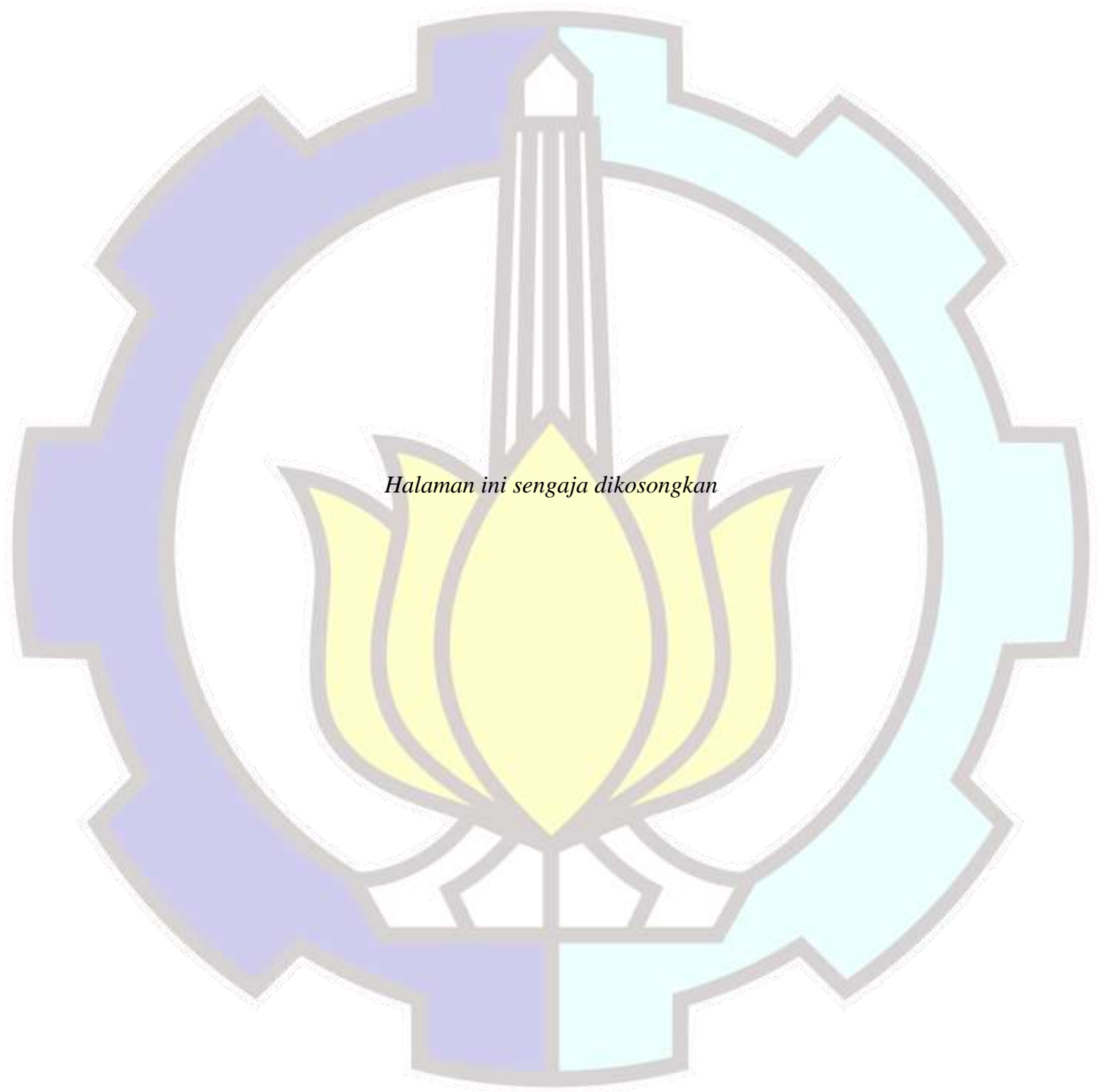


5. Astria Nur Irfansyah, ST., M.Eng., Ph.D.
NIP. 198103252010121002

(Penguji)



Dekan Fakultas Teknologi Elektro
Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.
NIP. 197002121995121001



Halaman ini sengaja dikosongkan

PERNYATAAN KEASLIAN TESIS

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi keseluruhan Tesis saya dengan judul **“PENGOLAHAN SINYAL ECG UNTUK KLASIFIKASI KECEMASAN SESEORANG”** adalah benar-benar hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diizinkan dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya sendiri.

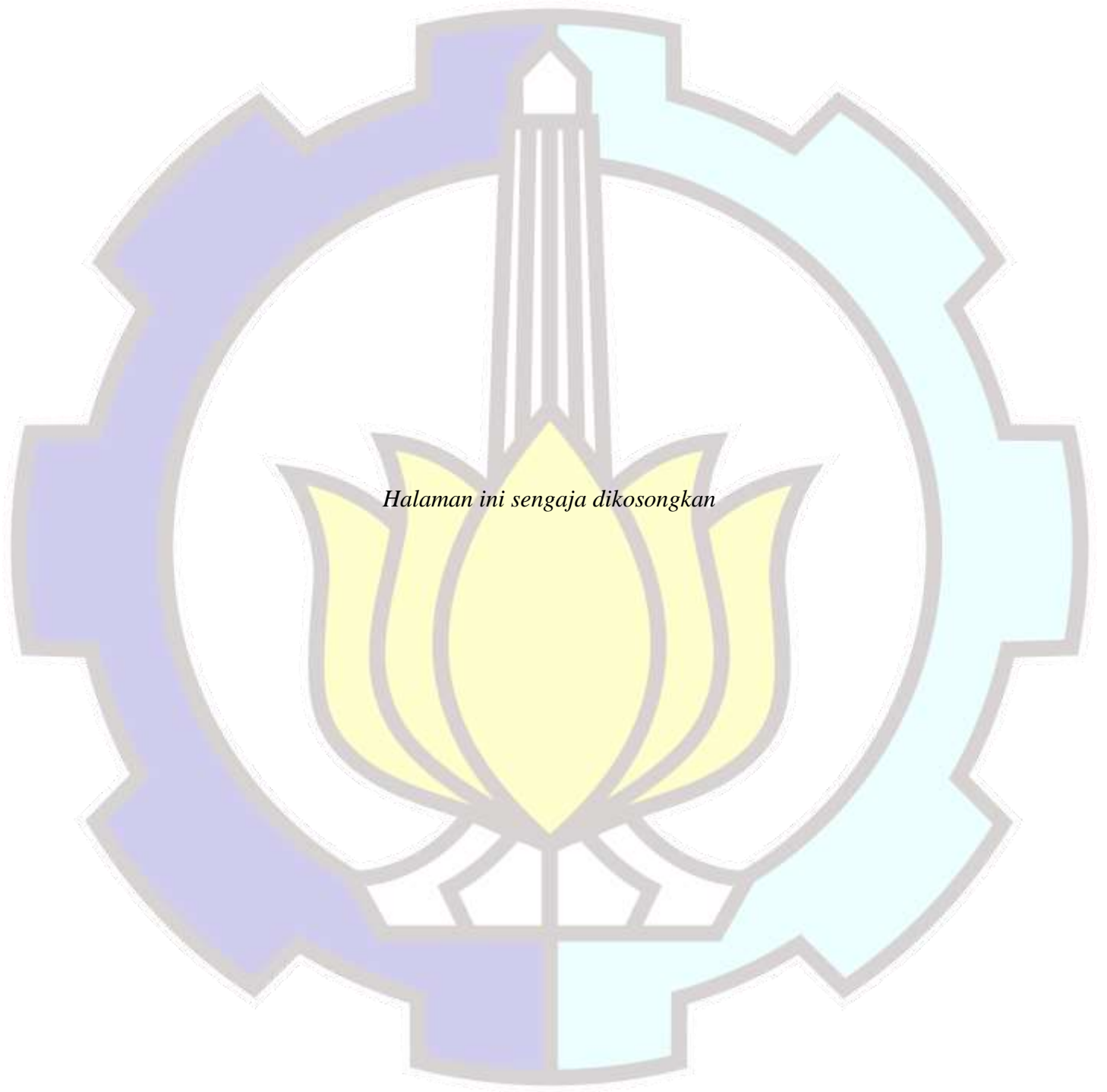
Semua referensi yang dikutip maupun dirujuk telah ditulis secara lengkap pada daftar pustaka. Apabila ternyata pernyataan ini tidak benar, saya bersedia menerima sanksi sesuai peraturan yang berlaku.

Surabaya, Desember 2018



Sevia Indah Purnama

NRP. 07111650040003



Halaman ini sengaja dikosongkan

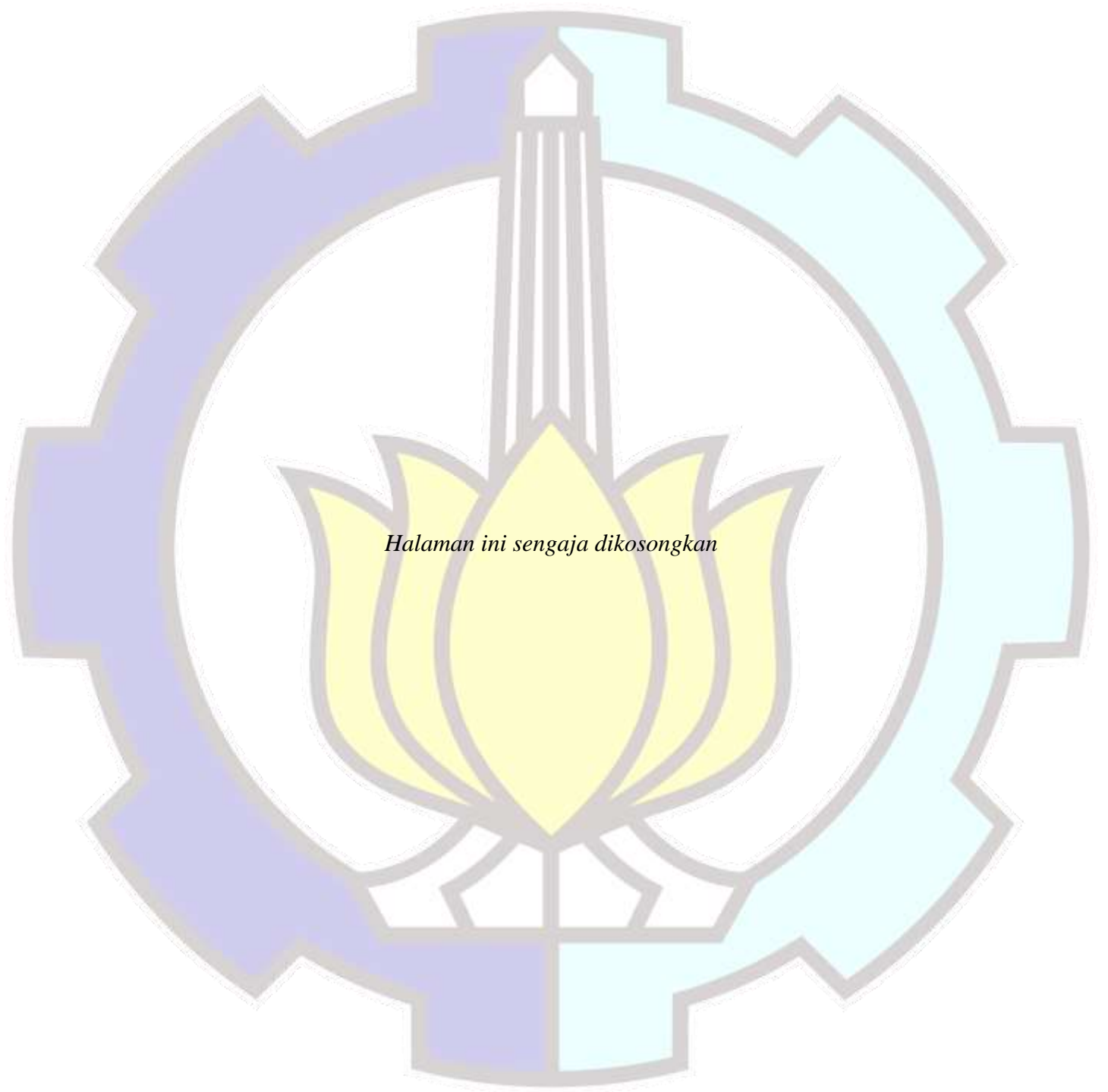
PENGOLAHAN SINYAL ECG UNTUK KLASIFIKASI KECEMASAN SESEORANG

Nama mahasiswa : Sevia Indah Purnama
NRP : 07111650040003
Pembimbing : 1. Dr. Tri Arief Sardjono. S.T., M.T.
2. Dr. Ir. Hendra Kusuma M.Eng.Sc.

ABSTRAK

Sebuah kecemasan berlebih dapat mengarah pada depresi. Depresi dapat mengakibatkan kelainan jantung yang disebut aritmia. Aritmia dapat diketahui dengan bantuan seorang dokter spesialis jantung dengan menggunakan pola-pola sinyal ECG seseorang. Pada tesis ini dikembangkan suatu metode untuk mengidentifikasi kecemasan seseorang berdasarkan pola sinyal ECG. Beberapa studi literatur menjelaskan bahwa setidaknya ada delapan penciri dari aritmia akibat depresi, antara lain sinyal P kurang dari 60 bpm, sinyal P lebih dari 100 bpm dan sinyal R lebih dari 100 bpm dan P-R interval lebih dari 0.20 detik. Metode klasifikasi pada penelitian ini menggunakan *decision tree* yaitu sebuah metode klasifikasi dengan menggunakan struktur seperti pohon *flowchart* untuk mengambil keputusan. Uji coba dilakukan dengan mengambil data ECG aritmia yang berada pada basis data Physionet.org (MIT-BIH Arrhythmia Database). Data yang diambil terdiri dari 66 data dari dua basis data sinyal ECG di mana terdapat 48 data ECG aritmia dan 18 data ECG normal. Pengembangan program menghasilkan beberapa algoritma untuk mengekstraksi kedelapan fitur aritmia tersebut dengan tingkat ketelitian pengenalan aritmia sebesar 95,45%.

Kata kunci: *ecg*, *decision tree*, kecemasan, aritmia, ekstraksi fitur.



Halaman ini sengaja dikosongkan

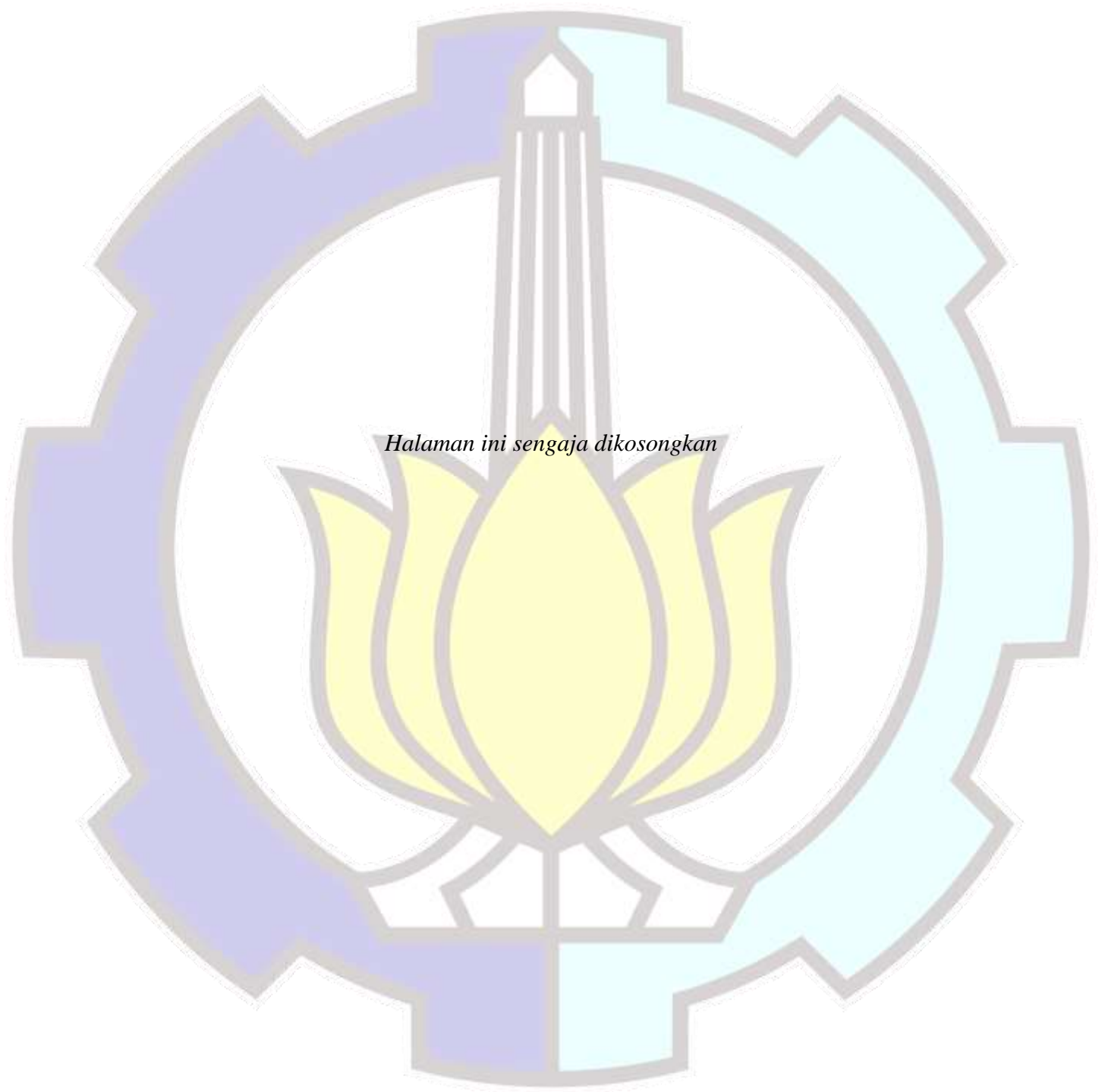
ECG SIGNAL PROCESSING TO CLASSIFY HUMAN ANXIETY

By : Sevia Indah Purnama
Student Identify Number : 07111650040003
Supervisor(s) : 1. Dr. Tri Arief Sardjono. ST., MT.
2. Dr. Ir. Hendra Kusuma M.Eng.Sc.

ABSTRACT

An excessive anxiety lead to depression that lead to heart abnormality called arrhythmia. Arrhythmias can be identified with the help of a cardiologist by using someone's ECG signal patterns. A method was developed to identify one's anxiety based on the ECG signal pattern. The literature studies explain that there are at least eight characteristics of arrhythmias due to depression, including P signals less than 60 bpm, P signals more than 100 bpm and R signals more than 100 bpm and P-R intervals of more than 0.20 seconds. The classification method in this study uses a decision tree which is a classifier represented by a flowchart-like tree structure. This experiment using arrhythmia ECG data located in the Physionet.org database (MIT-BIH Arrhythmia Database). The data taken consists of 66 data from two ECG signal databases where there are 48 ECG arrhythmia data and 18 normal ECG data. The accuracy level of this method is 95.45%.

Key words: ecg, decision tree, anxiety, arrhythmia, feature extraction



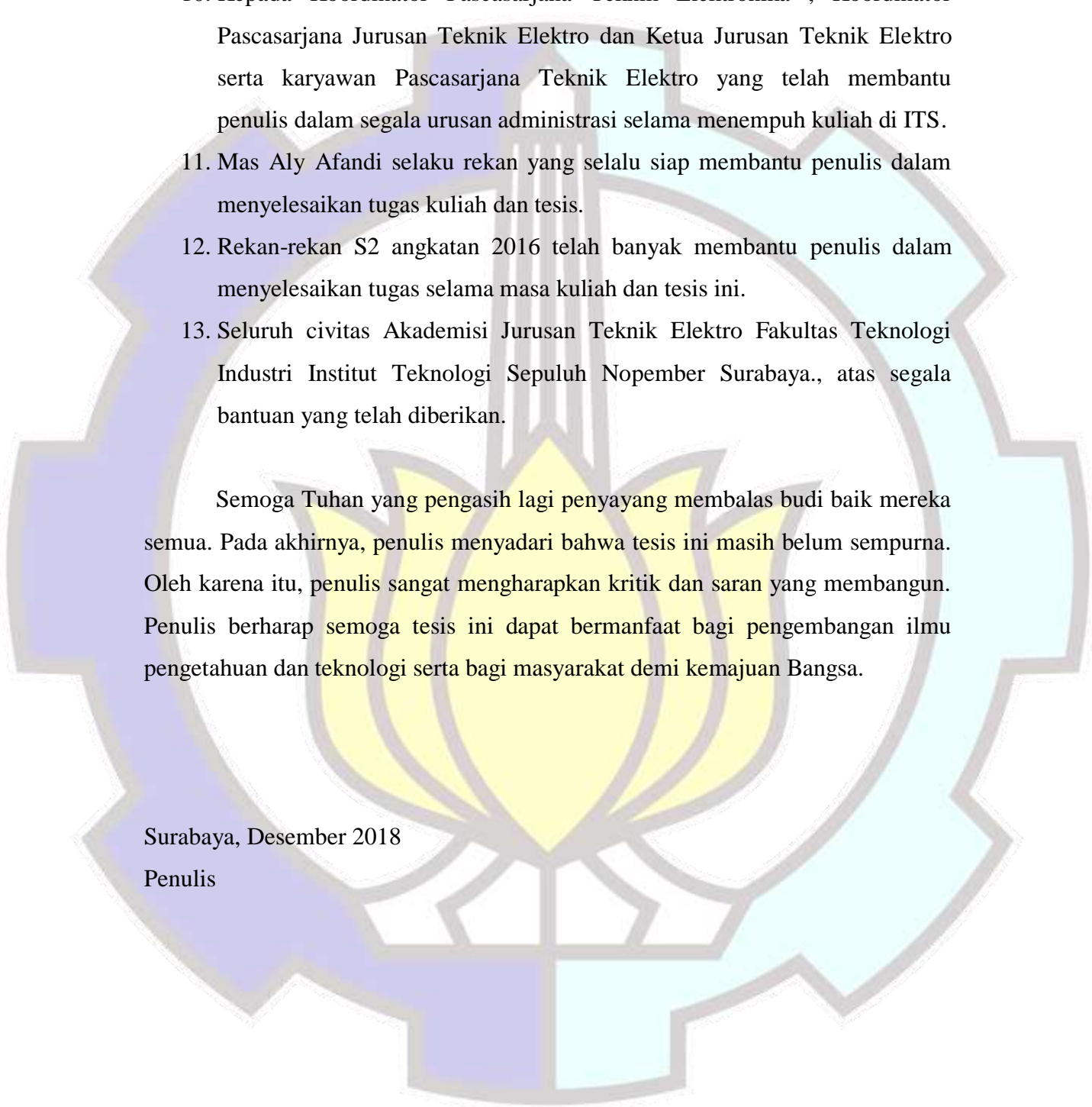
Halaman ini sengaja dikosongkan

KATA PENGANTAR

Alhamdulillah, puji dan syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT, karena atas segala nikmat-Nya tesis ini dapat diselesaikan. Tesis berjudul **“PENGOLAHAN SINYAL ECG UNTUK KLASIFIKASI KECEMASAN SESEORANG”** ini disusun untuk memenuhi sebagian persyaratan memperoleh gelar Magister Teknik (MT) pada Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Elektro, Institut Teknologi Sepuluh Nopember.

Penulis menyadari bahwa dalam penyusunan tesis ini tidak terlepas dari bantuan berbagai pihak. Oleh karena itu, dengan ketulusan dan kerendahan hati penulis menyampaikan terima kasih kepada:

1. Ibunda, dan keluarga besar yang memberikan dukungan serta motivasi untuk penulis dalam menempuh studi pascasarjana.
2. Bapak Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT. selaku dosen pembimbing I dan dekan Fakultas Teknologi Elektro yang telah banyak memberikan saran, bantuan serta bimbingan dalam penelitian penulis.
3. Bapak Ir. Hendra Kusuma, M.Eng.Sc. selaku dosen pembimbing II yang telah banyak memberikan saran, bantuan, bimbingan, serta motivasi kepada penulis untuk menyelesaikan penelitian.
4. Bapak Dr. Muhammad Rivai, ST., MT. selaku koordinator program Pasca Sarjana jurusan Teknik Elektro.
5. Bapak Dr. Ir. Djoko Purwanto, M.Eng. selaku dosen pengajar Jurusan Teknik Elektro.
6. Bapak Ronny Mardiyanto, ST., MT., Ph.D. selaku dosen pengajar Jurusan Teknik Elektro.
7. Bapak Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng. selaku dosen pengajar Jurusan Teknik Elektro.
8. Bapak Astria Nur Irfansyah, ST., M.Eng., Ph.D. selaku dosen pengajar Jurusan Teknik Elektro.

- 
9. Bapak Muhammad Attamimi, B.Eng., M.Eng., Ph.D. Selaku dosen pengajar Jurusan Teknik Elektro..
 10. Kepada Koordinator Pascasarjana Teknik Elektronika , Koordinator Pascasarjana Jurusan Teknik Elektro dan Ketua Jurusan Teknik Elektro serta karyawan Pascasarjana Teknik Elektro yang telah membantu penulis dalam segala urusan administrasi selama menempuh kuliah di ITS.
 11. Mas Aly Afandi selaku rekan yang selalu siap membantu penulis dalam menyelesaikan tugas kuliah dan tesis.
 12. Rekan-rekan S2 angkatan 2016 telah banyak membantu penulis dalam menyelesaikan tugas selama masa kuliah dan tesis ini.
 13. Seluruh civitas Akademisi Jurusan Teknik Elektro Fakultas Teknologi Industri Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya., atas segala bantuan yang telah diberikan.

Semoga Tuhan yang pengasih lagi penyayang membalas budi baik mereka semua. Pada akhirnya, penulis menyadari bahwa tesis ini masih belum sempurna. Oleh karena itu, penulis sangat mengharapkan kritik dan saran yang membangun. Penulis berharap semoga tesis ini dapat bermanfaat bagi pengembangan ilmu pengetahuan dan teknologi serta bagi masyarakat demi kemajuan Bangsa.

Surabaya, Desember 2018

Penulis

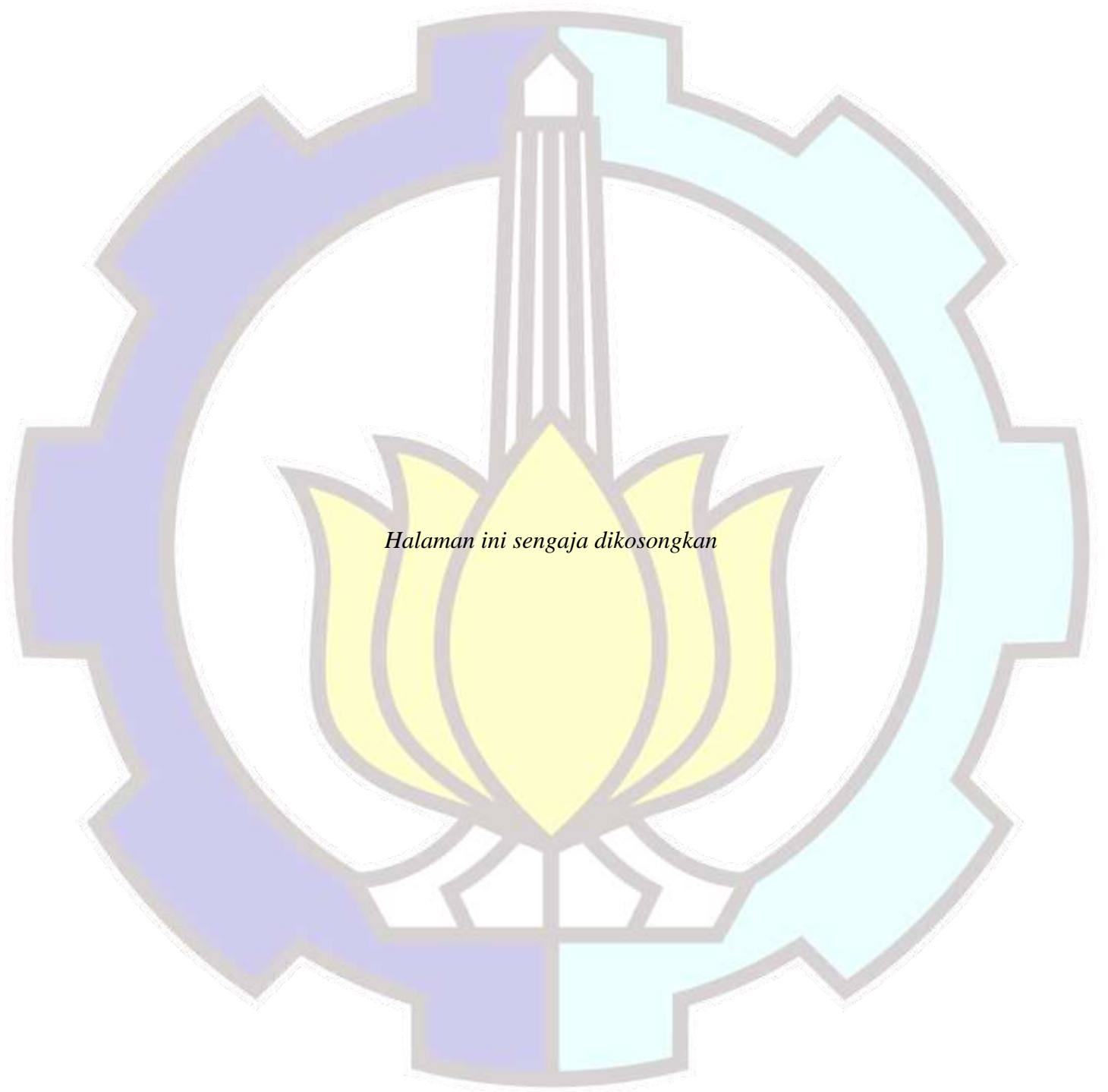
DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN	Error! Bookmark not defined.
PERNYATAAN KEASLIAN TESIS	v
ABSTRAK	vii
ABSTRACT	ix
KATA PENGANTAR	xi
DAFTAR ISI	xiii
DAFTAR GAMBAR	xv
DAFTAR TABEL	xvii
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	2
1.3 Tujuan	3
1.4 Batasan Masalah	3
1.5 Kontribusi	3
BAB 2 KAJIAN PUSTAKA	5
2.1 Kajian Penelitian Terkait	5
2.1.1 <i>Decision Tree</i>	5
2.1.2 Kecemasan	6
2.1.3 Hubungan kecemasan dan aritmia	6
2.1.4 Deteksi sinyal ECG	7
2.2 Teori Dasar	10
2.2.1 Pohon Keputusan (<i>Decision Tree</i>)	10
2.2.2 Aritmia	11
2.2.3 Elektrokardiogram	13
2.2.4 Gelombang dan segmen ECG	13
2.2.5 Basis Data Physionet.org	15
2.2.6 Data Phyonet.org	16
2.2.7 <i>Highpass filter</i>	17
2.2.8 Normalisasi	18
BAB 3 METODE PENELITIAN	19
3.1 Pengukuran Parameter ECG	19

3.1.1	Deteksi puncak R.....	21
3.1.2	Mencari interval R-R.....	23
3.1.3	Mencari titik P dan T.....	24
3.1.4	Mencari titik Q dan S.....	26
3.2	Penentuan Gejala Aritmia	30
3.2.1	Sinyal P kurang dari 60 bpm	31
3.2.2	Sinyal P lebih dari 100 bpm dan sinyal R lebih dari 100 bpm	31
3.2.3	Sinyal P lebih dari 150 bpm	31
3.2.4	Sinyal R kurang dari 60 bpm.....	31
3.2.5	Sinyal R lebih dari 100 bpm dan sinyal P lebih dari 250 bpm	32
3.2.6	Sinyal R lebih dari 120 bpm.....	32
3.2.7	P-R interval lebih dari 0.20 detik.....	32
3.2.8	Interval R-R ganda.....	32
3.3	Pengambilan Keputusan	33
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN		37
4.1	Pengujian Parameter ECG.....	37
4.1.1	Pengujian deteksi R	37
4.1.2	Pengujian deteksi P dan T	39
4.1.3	Pengujian deteksi Q dan S	44
4.2	Pengujian gejala aritmia	48
4.3	Pengujian pengambilan keputusan	49
BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN		53
5.1	Kesimpulan.....	53
5.2	Saran.....	53
DAFTAR PUSTAKA.....		55
LAMPIRAN		59
Program untuk klasifikasi fitur:		59
Program pencarian puncak R:.....		65
Program mencari titik P dan T:.....		67
Program mencari titik Q dan S :		67
Plotting sinyal ECG data ke-.....		71
BIOGRAFI PENULIS		137

DAFTAR GAMBAR

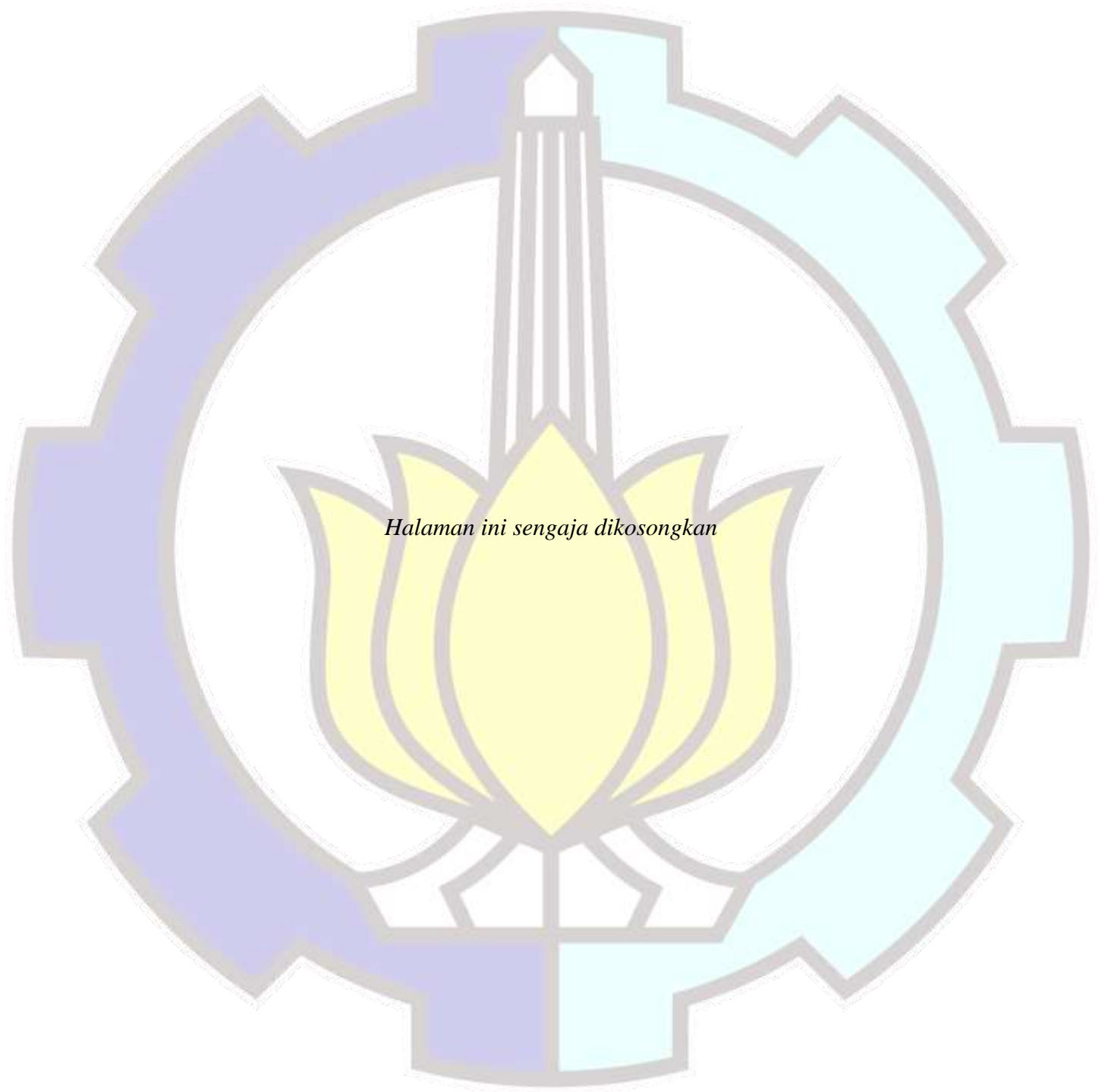
Gambar 2.1.	<i>Fishbone</i> penelitian terkait	9
Gambar 2.2.	Fitur pada sinyal ECG [15].....	11
Gambar 3.1.	<i>Flowchart</i> pengukuran parameter ECG.....	20
Gambar 3.2.	Sinyal ECG awal	20
Gambar 3.3.	Sinyal ECG yang telah disaring dengan <i>highpass filter</i>	21
Gambar 3.4.	Sinyal ECG yang sudah dinormalisasi	21
Gambar 3.5.	<i>Flowchart</i> deteksi puncak R.....	22
Gambar 3.6.	Hasil deteksi puncak R	23
Gambar 3.7.	<i>Flowchart</i> mencari titik P dan T.....	24
Gambar 3.8.	Hasil Lokasi titik P	25
Gambar 3.9.	Hasil lokasi titik P yang diperbesar	26
Gambar 3.10.	Hasil lokasi titik T	26
Gambar 3.11.	Hasil lokasi titik T yang diperbesar.....	26
Gambar 3.12.	<i>Flowchart</i> pencarian titik Q dan S.....	27
Gambar 3.13.	Hasil lokasi titik Q.....	28
Gambar 3.14.	Hasil lokasi titik Q yang diperbesar	28
Gambar 3.15.	Hasil lokasi titik S	29
Gambar 3.16.	Hasil lokasi titik S yang diperbesar	29
Gambar 3.17.	Hasil lokasi titik P, Q, R, S dan T	29
Gambar 3.18.	Hasil lokasi titik-titik P, Q, R, S dan T yang diperbesar	30
Gambar 3.19.	Pengambilan keputusan	34
Gambar 4.1.	Lokasi puncak R pada pasien ke-11	38
Gambar 4.2.	Lokasi puncak R Normal pada pasien ke-18.....	39
Gambar 4.4.	Lokasi titik P pada pasien aritmia yang diperbesar	41
Gambar 4.5.	Lokasi titik T pada pasien aritmia	41
Gambar 4.6.	Lokasi titik T pada pasien aritmia yang diperbesar.....	42
Gambar 4.7.	Lokasi titik P pada pasien Normal.....	43
Gambar 4.8.	Lokasi titik P pada pasien Normal yang diperbesar	43
Gambar 4.9.	Lokasi titik T pada pasien Normal	43
Gambar 4.11.	Lokasi titik Q pada pasien aritmia.....	45
Gambar 4.12.	Lokasi titik Q pada pasien aritmia yang diperbesar	45
Gambar 4.13.	Lokasi titik S pada pasien aritmia	45
Gambar 4.14.	Lokasi titik S pada pasien aritmia yang diperbesar	46
Gambar 4.15.	Lokasi titik Q pada pasien Normal	47
Gambar 4.16.	Lokasi titik Q pada pasien Normal yang diperbesar	47
Gambar 4.17.	Lokasi titik S pada pasien Normal.....	47
Gambar 4.18.	Lokasi titik Q pada pasien Normal yang diperbesar	47



Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1.	Ciri-ciri jenis Aritmia yang konsisten dengan gejala Kecemasan Berlebih [22][24]	12
Tabel 2.2.	Kondisi ECG Normal dan Aritmia [18][25]	13
Tabel 3.1	Fitur untuk Gejala Aritmia [30]	30
Tabel 4.1.	Pengujian deteksi R untuk sinyal ECG Aritmia.....	38
Tabel 4.2.	Hasil pengujian akurasi puncak R pada basis data normal	39
Tabel 4.3.	Pengujian deteksi titik P dan titik T	40
Tabel 4.4.	Pengujian titik P dan titik T pada sinyal normal	42
Tabel 4.5.	Pengujian deteksi titik Q dan titik S.....	44
Tabel 4.6.	Pengujian deteksi Q dan S pada sinyal Normal	46
Tabel 4.7.	Pengujian gejala aritmia.....	48
Tabel 4.8.	Pengujian Pengambilan Keputusan.....	50



Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Tekanan hidup yang dirasakan oleh seseorang memiliki variasi jika orang tersebut tinggal di daerah perkotaan yang memiliki aktivitas padat mulai dari pagi sampai malam. Tekanan hidup ini memicu kecemasan sosial, yaitu sebuah kecemasan yang dihasilkan dari adanya harapan ataupun hadirnya evaluasi personal pada kondisi nyata maupun bayangan [1]. Kecemasan sosial ini dapat mengarah pada stres dan depresi jika tidak segera diatasi.

Depresi dan kecemasan yang berlebih merupakan gangguan mental yang berhubungan dengan kesehatan jiwa seseorang. Data dari WHO menyatakan bahwa seseorang dikatakan sehat jika kesehatan fisiknya diikuti oleh kesehatan jiwa [2]. Seseorang memerlukan penanganan khusus pada kesehatan jiwanya jika memiliki keluhan depresi dan kecemasan yang berlebihan. Orang-orang dengan tekanan dan beban hidup yang besar berpotensi untuk mengalami kecemasan berlebih [3]. Kecemasan berlebih ini akan mengakibatkan depresi jika tidak diatasi sejak dini [4]. Depresi yang terjadi secara terus-menerus menimbulkan keadaan yang dapat memicu kelainan jantung yang disebut aritmia dari efek kumulatif dan pengalaman yang mempengaruhi emosi buruk yang berulang hingga emosi buruk yang bersifat akut, seperti trauma atau fobia [5]. Kecemasan berlebih ini memiliki hubungan dengan denyut jantung dan tekanan darah [4]. Keadaan bisa mengakibatkan kematian jika tidak segera mendapatkan penanganan lanjut [5].

Permasalahan aritmia dapat diatasi dengan melakukan perawatan ke dokter atau melakukan konseling ke psikiater. Masalah terjadi ketika petugas medis atau seseorang yang mengalami gangguan depresi dan kecemasan berlebih ingin mengetahui tingkat keberhasilan dari perawatan yang dilakukan. Kebanyakan orang akan mengukur keberhasilan perawatan dengan perasaan atau kontrol emosi yang lebih baik. Perasaan dan emosi merupakan hal yang selalu berubah-ubah, karena itu, perlu parameter khusus untuk membedakan seseorang sedang berada dalam kondisi normal atau cemas. Parameter yang dapat digunakan untuk mengukur hal tersebut adalah sinyal jantung atau ECG (*electrocardiography*) yang kemudian

diolah untuk mendapatkan pola guna menunjukkan adanya gangguan kecemasan atau tidak. Sinyal ECG ini diambil menggunakan alat elektrokardiogram.

Elektrokardiogram merupakan alat pengukur aktivitas, transportasi dan pemulihan detak jantung yang menggunakan elektrode yang ditempelkan pada kulit [6]. Sebuah ECG harus disertai dengan sebuah sistem untuk mengolah hasil pembacaan sehingga dapat menunjukkan adanya pola kecemasan berlebih atau tidak. Berdasarkan pada hal tersebut, penelitian ini bertujuan untuk mengembangkan sebuah sistem untuk mengidentifikasi pola pada sinyal ECG dari penderita aritmia dan sinyal ECG yang normal agar dapat dibandingkan untuk mengidentifikasi adanya gangguan kecemasan atau tidak. Penelitian ini menggunakan data ECG yang telah dikumpulkan oleh Lugovaya [7] yang bernama MIT-BIH Arrhythmia Database pada basis data yang terdapat pada *physionet.org*. Pola sinyal ECG ini akan diidentifikasi berdasarkan parameter-parameter sinyal ECG, antara lain sinyal P kurang dari 60 bpm, sinyal P lebih dari 100 bpm dan sinyal R lebih dari 100 bpm, sinyal P lebih dari 150 bpm, sinyal R kurang dari 60 bpm, sinyal R lebih dari 100 bpm dan sinyal P lebih dari 250 bpm, sinyal R lebih dari 120 bpm, P-R interval lebih dari 0.20 detik, dan interval R-R ganda. Fitur akan diekstraksi dari sinyal ECG sehingga akan diketahui apakah penderita mengalami aritmia atau tidak.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang di atas, maka penulis dapat merumuskan permasalahan dalam penelitian ini sebagai berikut:

1. Bagaimana mengolah sinyal ECG dari basis data ECG yang tersedia di *physionet.org* sehingga didapatkan sinyal ECG dengan kualitas standar.
2. Bagaimana mengenali pola pada sinyal ECG seseorang yang diduga sedang mengalami kecemasan.
3. Bagaimana mengenali pola pada sinyal ECG seseorang yang tidak mengalami gangguan kecemasan.
4. Bagaimana mengimplementasikan fitur berupa parameter-parameter sinyal ECG ke dalam sebuah sistem sehingga sistem mampu mengenali

adanya pola kecemasan berlebih dengan menggunakan metode *decision tree* pada sebuah sinyal ECG.

1.3 Tujuan

Tujuan penelitian ini adalah untuk mengembangkan sebuah sistem yang mampu mengenali pola-pola aritmia pada sinyal ECG guna mengidentifikasi adanya gangguan mental kecemasan berlebih pada seseorang dengan memanfaatkan parameter-parameter aritmia.

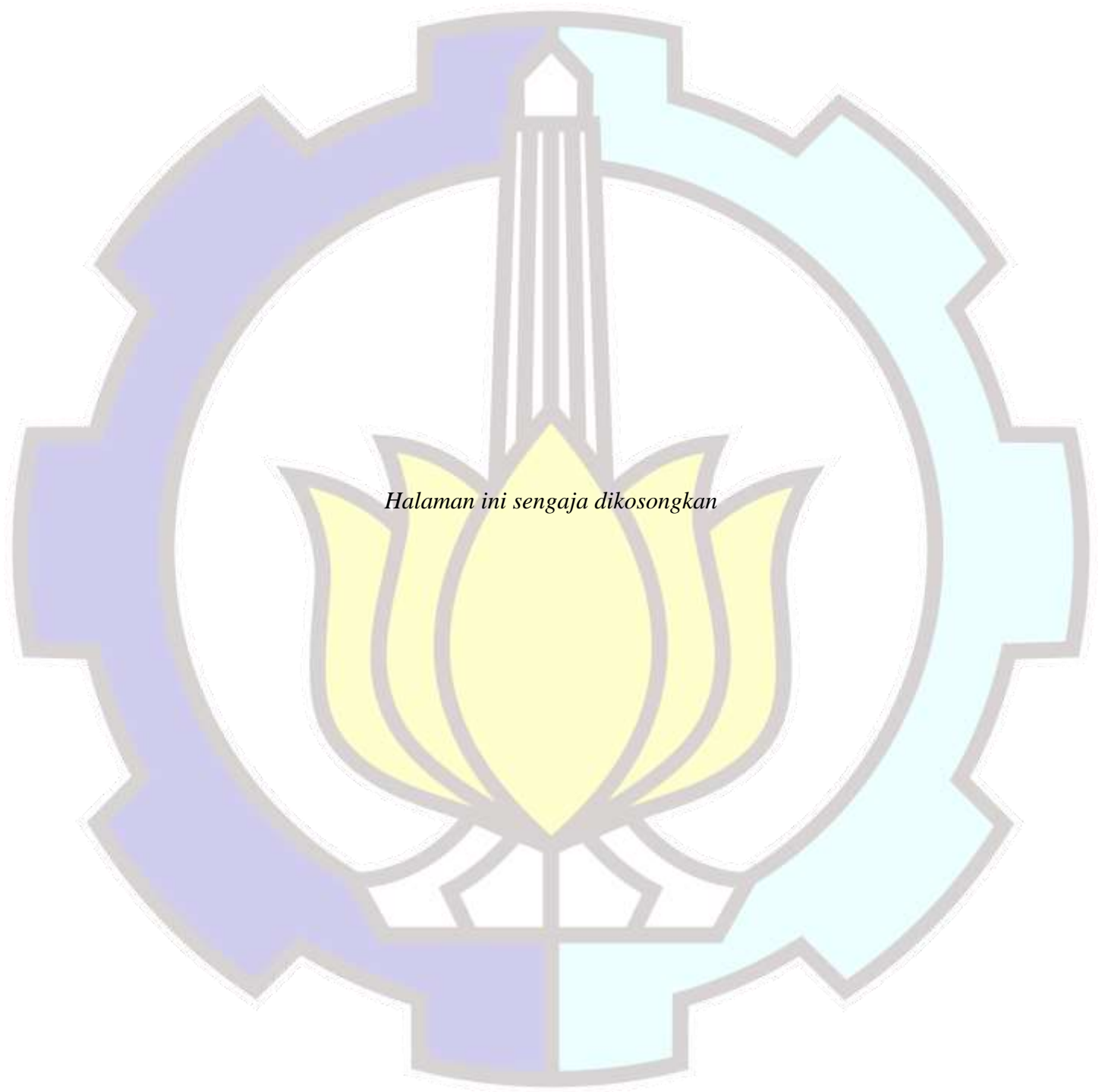
1.4 Batasan Masalah

Beberapa batasan masalah akan dikemukakan agar penelitian tidak terlalu luas adalah sebagai berikut:

1. Sinyal ECG yang digunakan pada tesis ini diambil dari basis data yang didapatkan dari *physionet.org*
2. Pengenalan pola aritmia dalam sistem menggunakan pola-pola yang telah ditetapkan.
3. Luaran dari sistem ini adalah hasil identifikasi gangguan kecemasan atau normal.

1.5 Kontribusi

Penelitian ini diharapkan dapat memberikan kontribusi dalam bidang pengenalan pola, yaitu pola untuk mendeteksi tingkat kecemasan seseorang yang diduga mengalami kecemasan berdasarkan mengenali dan membandingkan sinyal ECG-nya dengan basis data yang telah tersedia (*physionet.org*).



Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 2

KAJIAN PUSTAKA

2.1 Kajian Penelitian Terkait

2.1.1 *Decision Tree*

Decision tree merupakan metode klasifikasi yang menggunakan struktur pohon *flowchart* yang digunakan secara spesifik untuk mengambil keputusan yang menyerupai pemikiran manusia [8].

Mert (2012) menggunakan *decision tree* untuk klasifikasi sinyal ECG untuk membedakan sinyal normal dan sinyal yang tidak normal pada ECG [9]. Mert menggunakan 22 sinyal normal dan 5 buah sinyal aritmia dari physionet.org. Hasil dari penggunaan klasifikasi ini berupa akurasi sebesar 98.30%. Metode ini digunakan oleh Bin (2017) untuk mendeteksi sinyal ECG dengan klasifikasi “Normal”, “*Atrial Fibrillation* (AF)”, dan “Lainnya” dalam seminar 2017 PhysioNet/CinC Challenge untuk *short-term* sinyal ECG. Hasilnya berupa skor untuk “Normal” sebesar 0.93, “AF” sebesar 0.86, dan “Lainnya” sebesar 0.76 dengan hasil final sebesar 0.86 untuk skala 0-1 [10]. Sedangkan Moeyersons (2017) pada seminar yang sama, menggunakan *ensemble decision tree* untuk mendeteksi ECG *Artefact*. Pendeteksian ini menggunakan dataset sebanyak 16 *single leads* ECG dengan interval 60 detik. Dataset ini kemudian dikelompokkan sesuai dengan kelas “minoritas” atau “mayoritas” yang kemudian diklasifikasi dengan hasil ketelitian sebesar 99.85%. [11].

Decision tree juga dapat dilakukan pada data yang nilainya tidak diketahui seperti paper yang ditulis oleh Tsang (2011) dengan judul *Decision Trees for Uncertain Data*, menggunakan klasifikasi yang diperluas dengan data yang tidak pasti. Hasil dari pemrosesan data menggunakan metode ini adalah peningkatan ketelitian dari metode konvensional [12]. Kemudian Gavankar (2017) yang berjudul *Eager Decision Tree*. Paper ini membahas klasifikasi dengan menggunakan *decision tree* untuk data yang tidak atau belum diketahui nilainya seperti data pada permainan tenis. Hasil dari klasifikasi ini adalah sebuah algoritma baru untuk menyusun pengambilan keputusan [13].

2.1.2 Kecemasan

Pada buku psikologi yang diterbitkan oleh American Psychiatric Association (2013) dengan judul *Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders, 5th Edition*, menyatakan bahwa kecemasan dengan kadar yang tidak normal yang terjadi pada seseorang dapat menimbulkan suatu keadaan yang dinamakan gangguan kecemasan, yaitu sebuah gangguan yang memiliki ciri adanya ketakutan dan rasa cemas yang berhubungan dengan gangguan perilaku terkait [14]. Sumber yang sama juga menyebutkan bahwa kecemasan berlebih memiliki hubungan dengan ketegangan otot dan kewaspadaan untuk mempersiapkan adanya bahaya di depan, sikap untuk berhati-hati dan perilaku menghindari bahaya.

Kan *et al* (2010) melakukan penelitian tentang kecemasan sosial yang berhubungan dengan stres dan kesehatan mental [15]. Penelitian ini dilakukan dengan memberikan kuesioner tentang *General Health Questionnaire (GHQ12)* pada 1430 mahasiswa dengan metode *Adolescent Self-Rating Life Events Check List (ASLEO)*. Hasil dari kuisisioner tersebut menyatakan bahwa kecemasan merupakan salah satu penyebab stres pada mahasiswa sehingga mampu mengganggu kesehatan mental.

2.1.3 Hubungan kecemasan dan aritmia

Ranganathan (2011) pada jurnal internasionalnya yang berjudul *Evaluation of ECG Signals for Mental Stress Assessment using Fuzzy Technique* mempersembahkan evaluasi stres mental menggunakan variasi detak jantung [3]. Hasil dari penelitian ini menyatakan bahwa adanya hubungan langsung antara variasi detak jantung dan stres mental. Kemudian Shusterman V. dan Lampert R. (2013) pada jurnalnya yang berjudul *Role of Stress in Cardiac Arrhythmias* menyatakan bahwa stres adalah pemicu utama aritmia jantung yang dapat memberikan efek mendalam pada elektrofisiologi kardiomyosit dan irama jantung. Hal ini dapat menyebabkan *Atrial Fibrillation*, dimana kondisi jantung tidak beraturan [16]. Penelitian ini kemudian dilanjutkan oleh Lampert R. *et al* (2014), tentang emosi negatif seperti kemarahan, kecemasan dan kesedihan dapat memicu *ventricular arrhythmias*. Penelitian ini dilakukan selama setahun dengan menggunakan catatan harian elektronik (*eDiary*) untuk mengawasi informasi tentang emosi pada akhir hari dan melakukan *Holter monitoring* selama 24 jam

setiap bulannya. Emosi yang ada pada *eDiary* dibandingkan dengan rekaman Holter pada waktu yang sama [17]. Penelitian lanjutan dilakukan oleh Buckley (2016) yang menyatakan bahwa stress tidak hanya dapat mempengaruhi *ventricular arrhythmias* tapi juga *atrial arrhythmias*.

Yuenyongchaiwat K., pada tahun 2017 dalam papernya yang berjudul “*Symptoms of anxiety and depression are related to cardiovascular responses to active, but not passive, coping tasks*” menyatakan bahwa kecemasan berlebih atau gejala depresi memiliki hubungan dengan tekanan darah dan denyut jantung [4]. Paper ini mengetes 104 partisipan kemudian melakukan analisa hubungan aktivitas kardio dengan kecemasan.

Wanhui wen et al melakukan penelitian tentang kecemasan social pada tahun 2017 dengan judul *Toward Constructing a Real-time Social Anxiety Evaluation System: Exploring Effective Heart Rate Features*. Penelitian ini berfokus pada prototipe waktu nyata untuk mengawasi kecemasan sosial melalui deteksi puncak R menggunakan *support vector machine* dengan ketepatan sebesar 81,82% [1].

2.1.4 Deteksi sinyal ECG

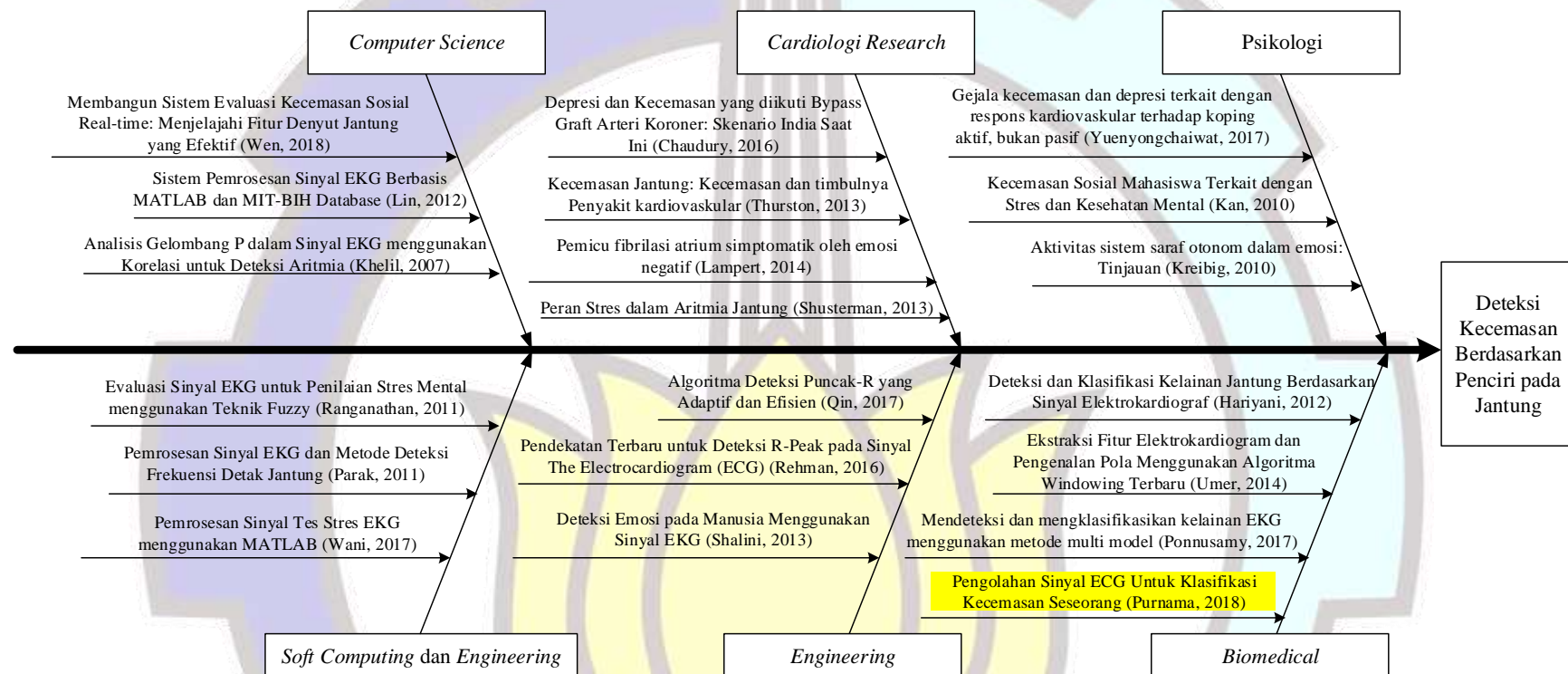
Menurut S.D. Kreibig (2010) dalam jurnal Biological Psychology yang berjudul “*Autonomic nervous system activity in emotion: A review*”, menjabarkan secara khusus langkah-langkah terkait dengan detak jantung yang digunakan untuk menyelidiki pengaruh tentang kecemasan yang ditunjukkan oleh jantung antara lain peningkatan pada denyut jantung (*Heart Rate (HR)*) dan penurunan pada variasi detak jantung (*HRV*) [18]. Deteksi sinyal ECG dengan metode frekuensi dilakukan oleh Parak dan Havlik (2011) pada sinyal ECG yang menunjukkan kondisi stres, menghasilkan algoritma penyaring sinyal ECG yang mampu mengurangi waktu sampling [19].

Hariyani (2012) pada seminarnya yang berjudul *Deteksi dan Klasifikasi Kelainan Jantung berdasarkan sinyal Elektrokardiograf* membuat sebuah sistem untuk mengekstraksi ciri pada sinyal ECG menggunakan PS 400 sebagai generator sinyal ECG [20]. Sistem ini menggunakan paket *wavelet* dengan rata-rata akurasi sebesar 93.33% dan waktu proses total untuk setiap data selama 1.35 detik. Penelitian tentang algoritma dan deteksi otomatis pada puncak R ECG dilakukan

oleh Qin Qin *et al* menghasilkan akurasi 98,89% untuk basis data MIT-BIH Arrhythmia Database [21]. Pendekatan yang dilakukan oleh Rehman *et al* (2016) menghasilkan waktu yang lebih sedikit untuk pemrosesannya [22]. Metode untuk deteksi kelainan ECG dilakukan oleh Ponnusamy (2017) menggunakan metode multi model untuk mendeteksi kelainan pada sinyal P, Q, R dan S dengan tujuan untuk meningkatkan akurasi pendeteksian puncak pada sinyal-sinyal tersebut [23]. Wani (2017) menggunakan deteksi R secara empiris [24], sedangkan Umer *et al* (2014) menggunakan pendekatan *windowing* untuk mendeteksi kelainan pada sinyal ECG [25].

Pada tahun 2007, Bisma Khelil, Abdennaceur Kachouri, Mohamed Ben Messaoud and Hamadi Ghariani dalam papernya yang berjudul *P Wave Analysis in ECG Signals using CoR-Relation for Arrhythmias Detection* menyatakan bahwa aritmia dapat dideteksi dengan melihat depolarisasi atrium dengan durasi lebih dari 120 mili detik, serta hilangnya sinyal P yang dapat mengindikasi *sinoatrial block*. Sebuah algoritma otomatis untuk mendeteksi gelombang P berdasarkan morfologi dan karakteristik aritmia menggunakan *coefficient correlation* dan *regression* yang telah dijelaskan dengan hasil sistem mencapai 1, 0,27 dan 0.92 untuk detak normal. Penelitian ini menggunakan algoritma otomatis untuk mendeteksi gelombang P pada ECG [26].

Penelitian terkait dengan deteksi kecemasan menggunakan pencari dari jantung, dapat dilihat pada diagram *Fishbone* pada Gambar 2.1.



Gambar 2.1. *Fishbone* penelitian terkait

2.2 Teori Dasar

2.2.1 Pohon Keputusan (*Decision Tree*)

Pohon keputusan atau *decision tree* adalah suatu metode klasifikasi yang menggunakan struktur pohon untuk mengambil keputusan yang menyerupai pemikiran manusia [8]. Pohon ini biasanya berisi alternatif-alternatif pemecahan masalah dengan hasil akhir berupa estimasi dari keputusan yang diambil [12]. Pohon keputusan adalah model hierarkis untuk pembelajaran yang diawasi di mana wilayah lokal diidentifikasi dalam urutan pemisahan rekursif dalam jumlah langkah yang lebih kecil [27].

Menurut Putra (2018), salah satu bentuk “kecerdasan” sederhana kemungkinan adalah dalam bentuk aturan (*rule*) yang merepresentasikan pengetahuan. Misalkan, untuk menentukan apakah suatu pasien terserang penyakit tertentu, dokter mencari tahu gejala-gejala yang ada. Berdasarkan gejala-gejala yang ada, dokter memutuskan bahwa pasien memiliki suatu penyakit. Pada zaman dahulu, peneliti mentranskripsi aturan-aturan (*if-then*) eksplisit (berdasarkan pengetahuan ahli) untuk membuat agen cerdas (*expert system*). Aturan sangat berguna, tetapi proses transkripsi pengetahuan sang ahli menjadi aturan formal (matematis) adalah hal yang sulit [28].

Decision tree menggunakan struktur hierarki untuk pembelajaran *supervised*. Proses dari *decision tree* dimulai dari *root node* hingga *leaf node* yang dilakukan secara rekursif [27]. Di mana setiap percabangan menyatakan suatu kondisi yang harus dipenuhi dan pada setiap ujung pohon menyatakan kelas dari suatu data.

Pada *decision tree* terdiri dari tiga bagian yaitu [27]:

a. *Root node*

Node ini merupakan simpul yang terletak paling atas dari suatu pohon.

b. *Internal node*

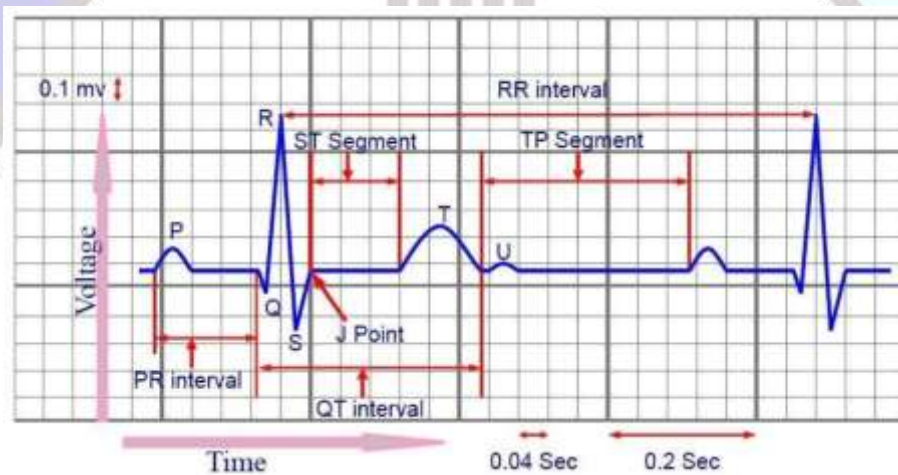
Node ini merupakan simpul percabangan, hanya terdapat satu masukan serta mempunyai minimal dua keluaran.

c. *Leaf Node*

Node ini merupakan simpul akhir, hanya memiliki satu masukan, dan tidak memiliki keluaran.

2.2.2 Aritmia

Aritmia merupakan sebuah kondisi di mana frekuensi, regularitas, tempat asal atau konduksi impuls listrik terganggu [29]. Irama sinus normal biasanya memiliki 60 bpm dan 100 bpm, meskipun hal ini akan berubah pada manula dan anak-anak yang memiliki denyut jantung lebih cepat [30]. Aritmia sendiri memiliki banyak tipe seperti *bradycardia* (bradikardi), yaitu denyut jantung di bawah 50 bpm dan *tachycardia* (takikardi), yaitu denyut jantung di atas 100 bpm [30]. Aritmia dapat dilihat melalui parameter-parameter yang ada pada sinyal ECG, yaitu sinyal P, Q, R, S, dan T. Parameter-parameter ECG ditunjukkan pada gambar 2.2. bersumber dari [24].



Gambar 2.2. Fitur pada sinyal ECG [15].

Menurut Thaler (2007) Penyebab aritmia dapat dilihat pada faktor-faktor aritmogenik di bawah ini [31]:

- Hipoksia: Miokardium yang kekurangan oksigen karena kelainan paru.
- Iskemia dan tritabititas: peradangan otot jantung yang sering disebabkan oleh infeksi virus berulang, dapat memicu aritmia.
- Stimulasi Simpatis: Tonus simpatis yang meningkat.
- *Drugs* (Obat-obatan): Banyak obat yang dapat menyebabkan aritmia
- Gangguan Elektrolit: Hipokalemia ketidakseimbangan kalsium dan magnesium juga turut bertanggung jawab.
- Bradikardia: Frekuensi jantung yang sangat lambat tampaknya cenderung berubah menjadi aritmia.

- *Stretch* (Rentangan): Pembesaran dan hipertrofi atrium dan ventrikel dapat mencetuskan aritmia. Keadaan inilah yang menjadi cara bagi gagal jantung kongenital dan penyakit katup untuk menyebabkan aritmia.

Kecemasan yang terjadi secara berlebihan dapat memicu gejala aritmia namun tidak semua aritmia berarti cemas. Gejala aritmia yang berhubungan dengan kecemasan menurut studi literatur adalah *atrial fibrillation*, *ventricular arrhythmias*, dan *atrial arrhythmias*. *Ventricular arrhythmias* adalah aritmia yang terjadi di ventrikel (bilik bawah jantung) sedangkan *atrial arrhythmias* adalah aritmia supraventrikular terjadi di daerah serambi atas jantung, yang disebut atria. Aritmia yang berupa detak jantung yang cepat (di atas 100 bpm) dinamakan takikardi dan detak jantung yang lambat (di bawah 60 bpm) dinamakan bradikardi [30]. Pengelompokan tentang aritmia ini dapat dilihat pada Tabel 2.1 yang bersumber dari [32] dan [30].

Tabel 2.1. Ciri-ciri jenis Aritmia yang konsisten dengan gejala Kecemasan Berlebih [22][24]

Tipe aritmia	Gelombang P			QRS complex		
	Bpm	Irama	Kontur	Bpm	Irama	Kontur
<i>Ventricular tachycardia</i>	60-100	Teratur	Normal	110-250	Teratur lembut	Abnormal >0.12 detik
<i>Ventricular flutter</i>	60-100	Teratur	Normal	150-300	Teratur	Gelombang sinus
<i>Atrial fibrillation</i>	400-600	Tidak teratur	<i>Baseline undulation</i> , Tidak ada P wave	100-160	Teratur	Normal
<i>Atrial tachycardia</i>	150-250	Teratur, kadang tidak teratur	Abnormal	75-200	Teratur	Normal
<i>Atrial flutter</i>	250-350	Teratur	Gigi gergaji	75-175	Umumnya teratur	Normal
<i>Sinus tachycardia</i>	100-180	Teratur	Kemungkinan memiliki puncak	100-180	Teratur	Normal
<i>Sinus bradycardia</i>	<60	Teratur	Normal	<60	Teratur	Normal

Berikut ini adalah ciri-ciri dari jantung normal yang bersumber dari [23] [22] [24] yang dibandingkan dengan dan ciri-ciri jantung yang tidak normal yang bersumber dari [33] [24] ditunjukkan oleh Tabel 2.2.

Tabel 2.2. Kondisi ECG Normal dan Aritmia [18][25]

Kondisi	Normal		Aritmia	
	Durasi	Tegangan	Durasi	Tegangan
P wave		0.25mV		< 0.2mV
R wave		1.60mV		
Q wave		25% dari R wave		
T wave		0.1 - 0.5 mV		
S-T segment	0.05 - 0.15 detik			
P-R segment	0.6 - 0.10 detik			
Heart Rate	60 bpm – 100 bpm		<60 bpm atau >100 bpm	
QRS complex	0.09 detik - 0.12 detik		>0.12 detik	
P wave	0.11 detik			
R-R interval	Normal		Puncak R tidak ada atau puncak R ganda	
P-P Interval	120 milidetik		>10% dari normal	
P-R interval	0,12-0,20 detik		>0,20 detik	
Q-T interval	0.35- 0.44 detik			

2.2.3 Elektrokardiogram

Elektrokardiogram adalah rekaman yang menunjukkan grafik aktivitas otot-otot jantung selama siklus jantung yang dilihat secara elektris dan ditampilkan dalam sebuah alat. Alat yang digunakan untuk menampilkan grafik sinyal ini bernama elektrokardiogram. Elektrokardiogram diperoleh sesuai dengan depolarisasi dan repolarisasi serambi dan bilik [34].

2.2.4 Gelombang dan segmen ECG

a. Gelombang P

Gelombang P terjadi selama depolarisasi atrium normal ketika vektor listrik utama diarahkan dari nodus SA (sinoatrial) ke nodus AV (atrioventrikular), dan menyebar dari atrium kanan ke atrium kiri. Hubungan antara gelombang P dan kompleks QRS membantu membedakan sejumlah aritmia jantung. Bentuk dan durasi gelombang P dapat menandakan pembesaran atrium [35].

b. Interval P-R

Interval P-R diukur dari awal gelombang P ke awal kompleks QRS. Interval P-R

merupakan menyatakan lamanya waktu perjalanan yang diperlukan sebelum mendepolarisasi otot ventrikel sebesar 0,12 detik-0,20 detik. Jika interval P-R kurang dari 0,12 detik menandakan adanya peningkatan perjalanan atau *bypass* untuk mendepolarisasi ventrikel. Dan jika Interval P-R lebih dari 0,20 detik menandakan adanya *AV blok* atau *Heart blok* [35].

c. Segmen P-R

Segmen P-R mulai dari akhir gelombang P sampai awal kompleks QRS atau awal gelombang Q. Segmen P-R adalah bagian dari Interval P-R yang menyatakan berapa lama waktu yang diperlukan *AV Node* untuk menunda impuls yang diterimanya sebelum mendepolarisasi otot ventrikel [35].

d. Gelombang Q

Gelombang Q adalah gelombang pada ECG yang menggambarkan adanya aktivitas listrik jantung yang sedang terjadi di septal ventrikel, dengan depolarisasi otot ventrikel. Pada keadaan normal gelombang Q tidak boleh melebihi $\frac{1}{3}$ atau 25 % dari gelombang R. Jika gelombang Q melebihinya, maka dinamakan dengan gelombang Q patologis [35].

e. Gelombang R

Gelombang R adalah gelombang positif pertama setelah gelombang Q. Gelombang R merupakan bagian gambaran gelombang ECG yang terjadi pada saat otot ventrikel mengalami depolarisasi. Pada keadaan normal gelombang ECG memiliki gelombang R kecil di V_1 sampai V_6 [35].

f. Gelombang S

Gelombang S adalah gelombang negatif kedua setelah gelombang R. Gelombang S merupakan bagian dari Gambaran gelombang ECG yang terjadi pada saat otot ventrikel mengalami depolarisasi [35].

g. Kompleks QRS

Kompleks QRS adalah Gambaran ECG yang menyatakan adanya proses depolarisasi di kedua ventrikel sehingga kedua ventrikel bisa berkontraksi. Kompleks QRS diukur mulai dari awal kompleks QRS atau awal gelombang

Q sampai dengan akhir kompleks QRS atau gelombang S. Pada praktiknya akan ditemukan morfologi kompleks QRS yang bermacam-macam. Hal yang perlu diperhatikan bahwa semua gelombang menyatakan Gambaran depolarisasi dari kedua otot ventrikel yang menyebabkan otot kedua ventrikel berkontraksi [35].

2.2.5 Basis Data Physionet.org

Physionet.org merupakan sebuah situs web yang menawarkan akses web gratis pada sekumpulan besar rekaman sinyal fisiologis yang disimpan pada PhysioBank dan menyediakan perangkat lunak yang bisa mengakses rekaman tersebut pada physioToolkit. Physionet.org menyediakan ruang kerja untuk anggota komunitas dalam PhysioNetWorks untuk pekerjaan yang sedang berlangsung yang akan dipublikasi pada PhysioBank dan PhysioToolkit saat selesai.

Rekaman sinyal fisiologis yang disimpan di PhysioBank yang merupakan arsip data rekaman fisiologis yang besar dan terus bertambah. PhysioBank dapat diakses pada tautan https://physionet.org/physiobank/basis_data/. PhysioBank sendiri memiliki data lebih dari 90.000 rekaman atau lebih dari 4 *terabyte* sinyal fisiologis digital dan *time series* yang diatur dalam 80 lebih basis data. Basis data physioBank tersedia di bawah lisensi ODC Public Domain Dedication and License (PDDL) v1.0. ODC merupakan kependekan dari *Open Data Common* yang menyediakan *tools* legal untuk data yang terbuka secara umum dengan keterangan yang bisa diakses pada situs web <https://opendatacommons.org/>. Jenis lisensi dan versinya dapat dilihat pada tautan-tautan yang tersedia dalam situs web tersebut, termasuk Public Domain Dedication and License (PDDL) v1.0.

PhysioToolkit adalah perpustakaan perangkat lunak yang besar dan terus berkembang untuk pemrosesan dan analisis sinyal fisiologis, deteksi peristiwa-peristiwa penting secara fisiologis yang menggunakan teknik klasik dan metode baru berdasarkan fisika statistik dan dinamika *nonlinier*, tampilan interaktif dan karakterisasi sinyal, pembuatan basis data baru, simulasi sinyal fisiologis dan lainnya, evaluasi kuantitatif dan perbandingan metode analisis, dan analisis proses *nonequilibrium* dan *nonstasioner*. Tema yang menyatukan proyek-proyek penelitian yang menyumbangkan perangkat lunak untuk PhysioToolkit adalah

ekstraksi informasi “tersembunyi” dari sinyal biomedis, informasi yang mungkin memiliki nilai diagnostik atau prognosis dalam kedokteran, atau penjelasan atau kekuatan prediktif dalam penelitian dasar. Semua perangkat lunak PhysioToolkit tersedia dalam bentuk sumber di bawah GNU General Public License (GPL).

2.2.6 Data Phyonet.org

Data pada rekaman *physionet.org* memiliki tiga tipe data yang menarik, yaitu:

- a. *Signal*: seperti gelombang ECG, tekanan darah, dan gelombang fisik lain yang direkam secara kontinu.
- b. *Annotations*: yang menjelaskan kejadian ketika sedang merekam, seperti detak jantung dan apnea.
- c. *Notes* : berupa catatan tentang subjek yang direkam (umur, jenis kelamin, diagnosa, dan pengobatannya) atau tentang sinyal yang direkam (sinyal yang direkam, tipe, lokasi transduser, frekuensi *sampling*, *bandwidth*, dsb)

Data-data tersebut dimasukkan di setiap folder yang berisi basis data sinyal ECG. Basis data yang digunakan pada proposal ini adalah direktori data aritmia dan direktori data yang tidak memiliki aritmia. Perekaman pada data aritmia berisi 48 kutipan waktu setengah jam dari rekaman ECG-*ambulatory* dua saluran yang didapatkan dari 47 subjek yang 23 rekamannya dipilih secara acak dengan dataset sekitar 4000 long-term rekaman Holter yang diambil dari populasi pasien rawat inap sebanyak 60% dan sisanya diambil dari pasien rawat jalan oleh Beth Israel Hospital Arrhythmia Laboratory pada tahun 1975 dan 1979. Basis data ini terdiri dari 48 rekaman dengan waktu rekam selama 30 menit. Sedangkan data yang tidak memiliki aritmia, datasetnya mencakup 18 rekaman ECG jangka panjang dari subjek yang dirujuk ke Beth Israel Hospital Arrhythmia Laboratory. Subjek ini terdiri dari 5 pria berusia 26 hingga 45 tahun dan 13 wanita yang berusia 20 hingga 50 tahun.

Konfigurasi yang digunakan oleh BIH Arrhythmia Laboratory ada sebagian besar rekaman, sinyal bagian atas diambil dari *lead* II (MLII) yang didapatkan dengan menempatkan elektrode pada dada. Sedangkan sinyal bagian bawah didapatkan dengan *lead* V1.

Simbol yang digunakan pada plotnya sebagai berikut:

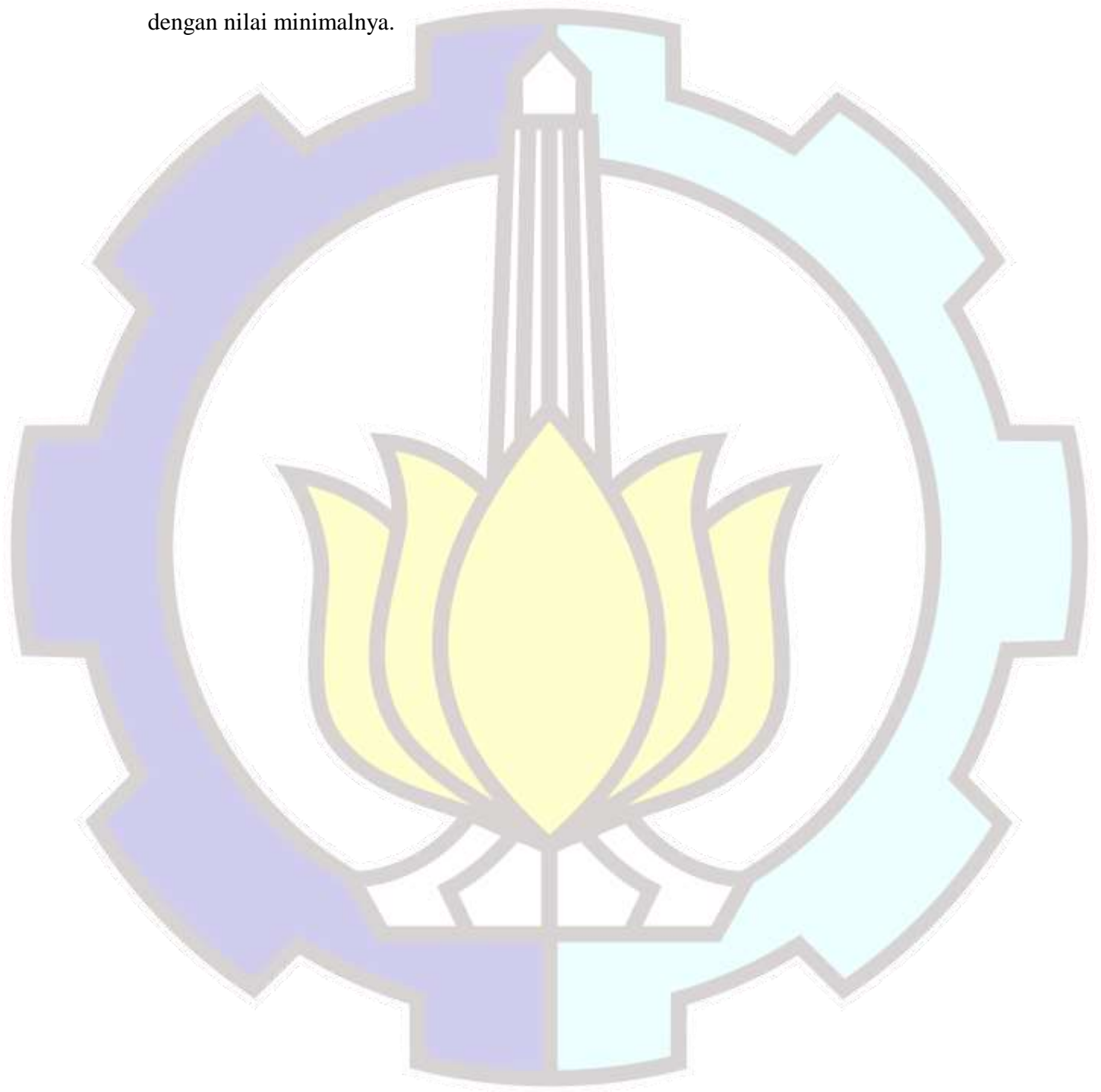
Simbol	Keterangan
. atau N	<i>Normal Beat</i>
L	<i>Left bundle branch block beat</i>
R	<i>Right bundle branch block beat</i>
A	<i>Atrial premature beat</i>
a	<i>Aberrated atrial premature beat</i>
J	<i>Nodal (junctional) premature beat</i>
S	<i>Supraventricular premature beat</i>
V	<i>Premature ventricular contraction</i>
F	<i>Fusion of ventricular and normal beat</i>
[<i>Start of ventricular flutter/fibrillation</i>
!	<i>Ventricular flutter wave</i>
]	<i>End of ventricular flutter/fibrillation</i>
e	<i>Atrial escape beat</i>
j	<i>Nodal (junctional) escape beat</i>
E	<i>Ventricular escape beat</i>
/	<i>Paced beat</i>
F	<i>Fusion of paced and normal beat</i>
X	<i>Non-conducted P-wave (blocked APB)</i>
Q	<i>Unclassifiable beat</i>
	<i>Isolated QRS-like artifact</i>

2.2.7 Highpass filter

High Pass Filter atau biasanya disingkat dengan HPF adalah Filter atau penyaring frekuensi yang dapat melewatkan sinyal frekuensi tinggi dan menghambat atau memblokir sinyal frekuensi rendah.

2.2.8 Normalisasi

Normalisasi dilakukan dengan tujuan agar amplitudo sinyal berada pada range 0-1. Proses normalisasi pada sinyal ECG dilakukan dengan mengurangi dengan nilai minimalnya.



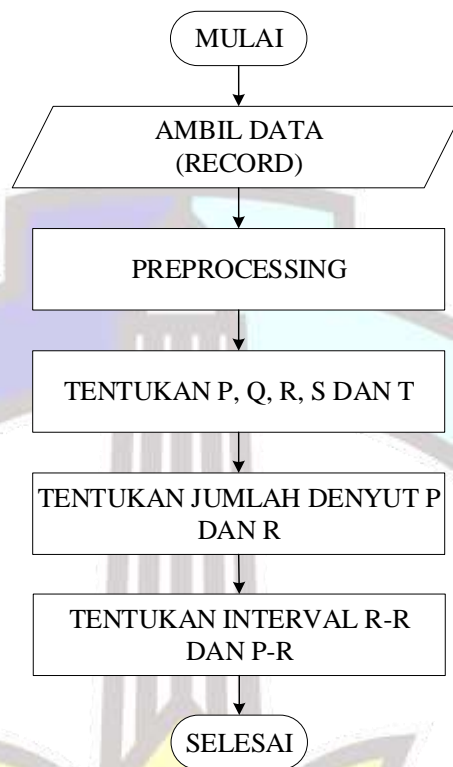
BAB 3

METODE PENELITIAN

Penelitian ini dilakukan melalui tiga tahapan, yaitu pengukuran parameter ECG, penentuan gejala aritmia, dan pengambilan keputusan apakah seseorang mengalami aritmia atau tidak. Tahap pertama adalah pengukuran parameter ECG. Tahap ini termasuk pengambilan sinyal pada physionet.org. Sinyal pada elektrokardiogram ini kemudian dipelajari karakteristik dan fitur yang ada di dalamnya. Karakteristik sinyal yang telah diambil tersebut digunakan sebagai acuan pemrosesan sinyal. Pemrosesan sinyal ini menggunakan filter digital sehingga karakteristik dari sinyal ECG dapat diketahui. Filter yang digunakan adalah HPF dan normalisasi. Hasil filter yang telah dinormalisasi ini masih diproses untuk dicari karakteristiknya, yaitu puncak R, puncak P, puncak T, lembah Q dan lembah S. Hasil dari pencarian karakteristik tersebut diproses ke tahap dua untuk dicari gejala aritmia. Tahap penelitian kedua merupakan tahap untuk mencari gejala-gejala aritmia. Dari gejala yang ditemukan, seperti hilangnya sinyal P, jumlah detak jantung yang kurang dari 60 bpm atau lebih dari 150 bpm, interval sinyal P ke P lebih dari 10% dari 120 mili detik dan gejala yang lainnya yang akan dijelaskan pada sub bab tahap dua. Gejala-gejala tersebut dideteksi untuk diketahui polanya. Pola yang terbentuk inilah yang nanti akan diproses lebih lanjut ke tahap tiga, yaitu pengambilan keputusan. Tahap penelitian ketiga, menggunakan hasil dari tahap penelitian kedua untuk dilakukan pengambilan keputusan apakah orang tersebut mengalami aritmia atau tidak. Pengambilan keputusan ini menggunakan *decision tree*. Tahap-tahap penelitian ini akan dijelaskan lebih lanjut per sub bab.

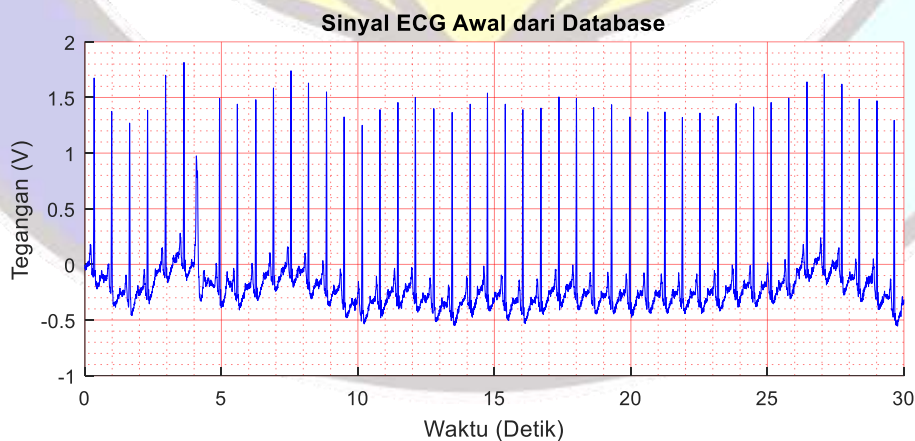
3.1 Pengukuran Parameter ECG

Pengukuran parameter ECG dilakukan dengan mengambil sinyal ECG yang akan dideteksi, kemudian memrosesnya dengan filter HPF untuk diketahui karakteristiknya. Setelah itu menentukan nilai titik P, lembah Q, puncak R, lembah S, dan titik T. Setelah titik-titik tersebut ditemukan, dilakukan pencarian interval dan segmen yang berhubungan dengan aritmia. *Flowchart* pengukuran ini dapat dilihat pada Gambar 3.1 di bawah ini.

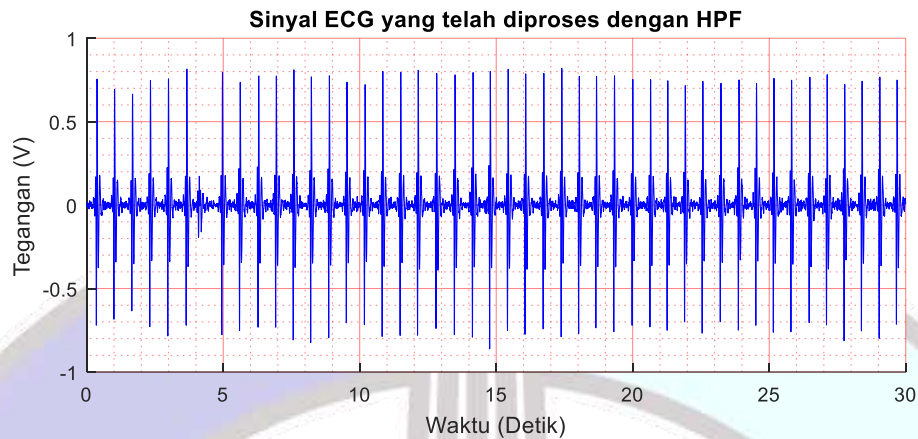


Gambar 3.1. *Flowchart* pengukuran parameter ECG

Langkah pertama pada tahap satu adalah mengambil data rekaman dari *physionet.org* yaitu basis data MIT-BIH AR-Rhythmia Database. Data ini kemudian disaring menggunakan *highpass filter* untuk melewatkan sinyal di atas 25Hz dan meratakan elevasi sinyal. Contoh gambar sinyal awal yang berasal dari basis data ditunjukkan pada Gambar 3.2 dan sinyal yang telah diproses dengan filter HPF ditunjukkan pada Gambar 3.3.

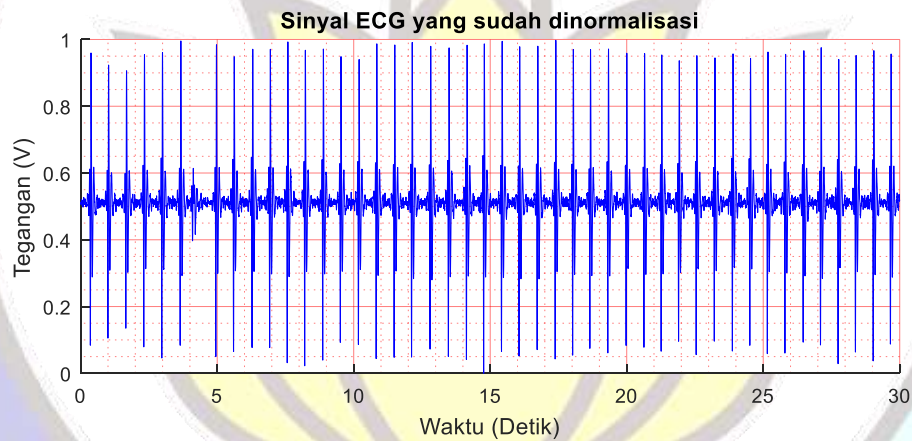


Gambar 3.2. Sinyal ECG awal



Gambar 3.3. Sinyal ECG yang telah disaring dengan *highpass filter*

Setelah diberi *highpass filter*, sinyal ini dinormalisasi untuk menghilangkan nilai negatif. Penghilangan nilai ini dimaksudkan untuk memudahkan perhitungan pada pencarian titik P, lembah Q, puncak R, lembah S, dan titik T. Berikut hasil dari normalisasi ditunjukkan pada Gambar 3.4.



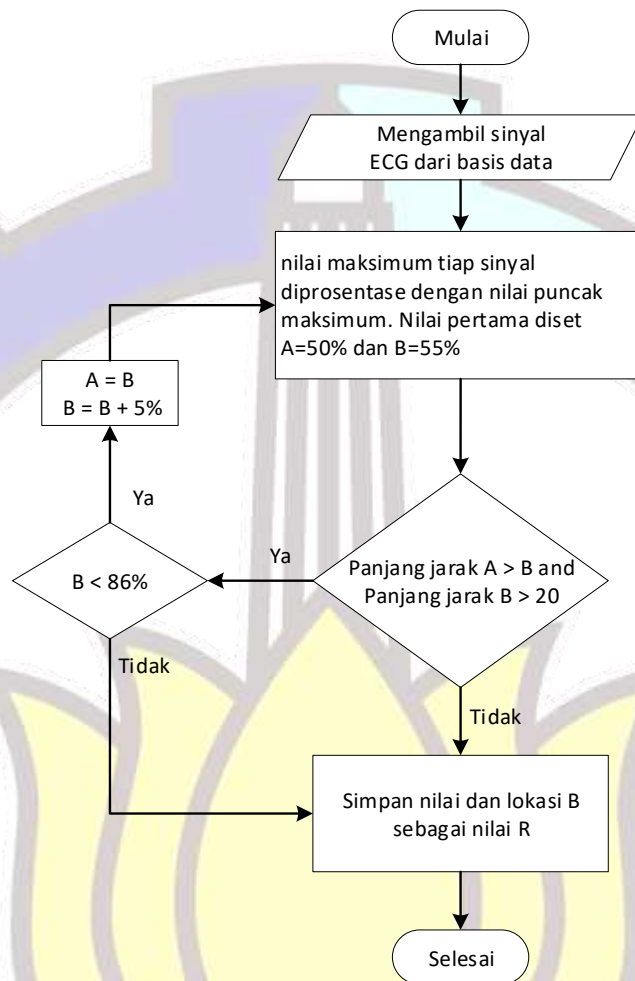
Gambar 3.4. Sinyal ECG yang sudah dinormalisasi

Setelah melakukan normalisasi, perhitungan untuk pencarian titik fitur dilakukan. Pencarian ini dimulai dengan mendeteksi puncak R, kemudian mencari titik P dan T, dilanjutkan dengan titik Q dan S.

3.1.1 Deteksi puncak R

Deteksi puncak R dilakukan dengan mencari titik tertinggi pada sebuah sinyal. Deteksi R pada sinyal normal biasanya menggunakan *threshold* yang bisa ditentukan secara empiris, sedangkan pada sinyal aritmia, fungsi ini tidak bisa digunakan untuk semua sinyal, sehingga deteksi R menggunakan algoritma

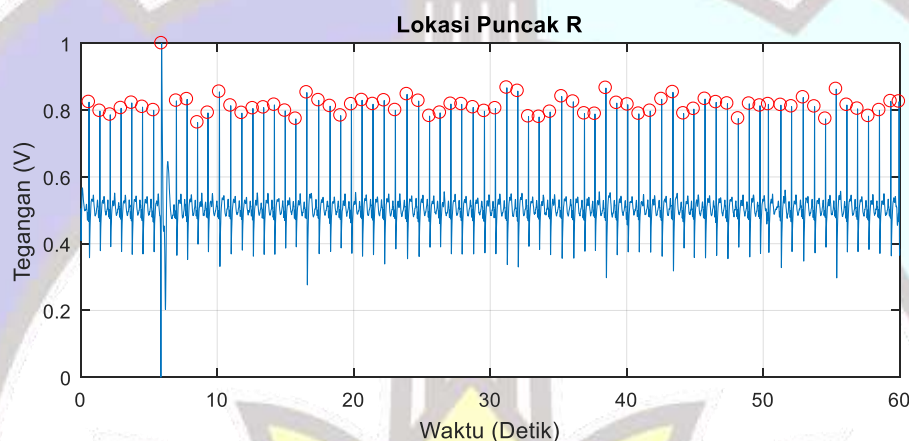
tersendiri untuk sinyal aritmia. Algoritma deteksi sinyal R ini dapat dilihat pada Gambar 3.5. di bawah ini:



Gambar 3.5. Flowchart deteksi puncak R

Deteksi puncak R ini dimulai dengan mengambil sinyal dari basis data terlebih dahulu, kemudian nilai maksimum tiap sinyal dari basis data tersebut dipersentase dengan nilai puncak maksimum. Nilai pertama untuk persentase ini dibagi menjadi dua bagian, yaitu A dan B yang mana A adalah batas atas dari persentase dan B adalah batas bawah dari persentase dengan nilai A=50% dan B=55%. Ketika titik puncak ditemukan, program akan mendeteksi apakah panjang jarak A lebih besar dari panjang jarak B dan panjang jarak B lebih dari 20. Nilai 20 ini adalah nilai sampel data selanjutnya. Jika kedua syarat tersebut tidak dipenuhi, maka nilai B akan disimpan sebagai nilai R dan titik B akan disimpan sebagai lokasi. Jika kedua syarat dipenuhi, program akan menanyakan lagi, apakah nilai B kurang dari 86%. Jika tidak, program lanjut ke proses penyimpanan nilai R, jika

lebih dari 86%, maka program akan mengganti nilai A menjadi nilai B, lalu nilai B akan ditambah sebanyak 5% dari titik puncak awal dan program kembali pada proses persentase nilai A dan B. Begitu seterusnya sampai syarat panjang jarak A lebih besar dari panjang jarak B dan panjang jarak B lebih dari 20 tidak terpenuhi. Hasil dari pencarian lokasi R ini dapat dilihat pada Gambar 3.6. sedangkan program untuk pencarian R ini dapat dilihat pada Lampiran.



Gambar 3.6. Hasil deteksi puncak R

3.1.2 Mencari interval R-R

Setelah mendapatkan nilai puncak R, maka interval R-R dapat diketahui dengan mengukur jarak lokasi dari puncak R pertama dan puncak R kedua, puncak R kedua dan puncak R ketiga dan seterusnya sampai rentang waktu satu menit. Hasil dari pengukuran tersebut kemudian dibagi dengan waktu satu menit.

$$RR_{int}(i) = \frac{\sum_{i=1}^n (R_{i+1} - R_i)}{60}$$

Keterangan:

R-R_{int}(i) : interval nilai puncak R ke-i

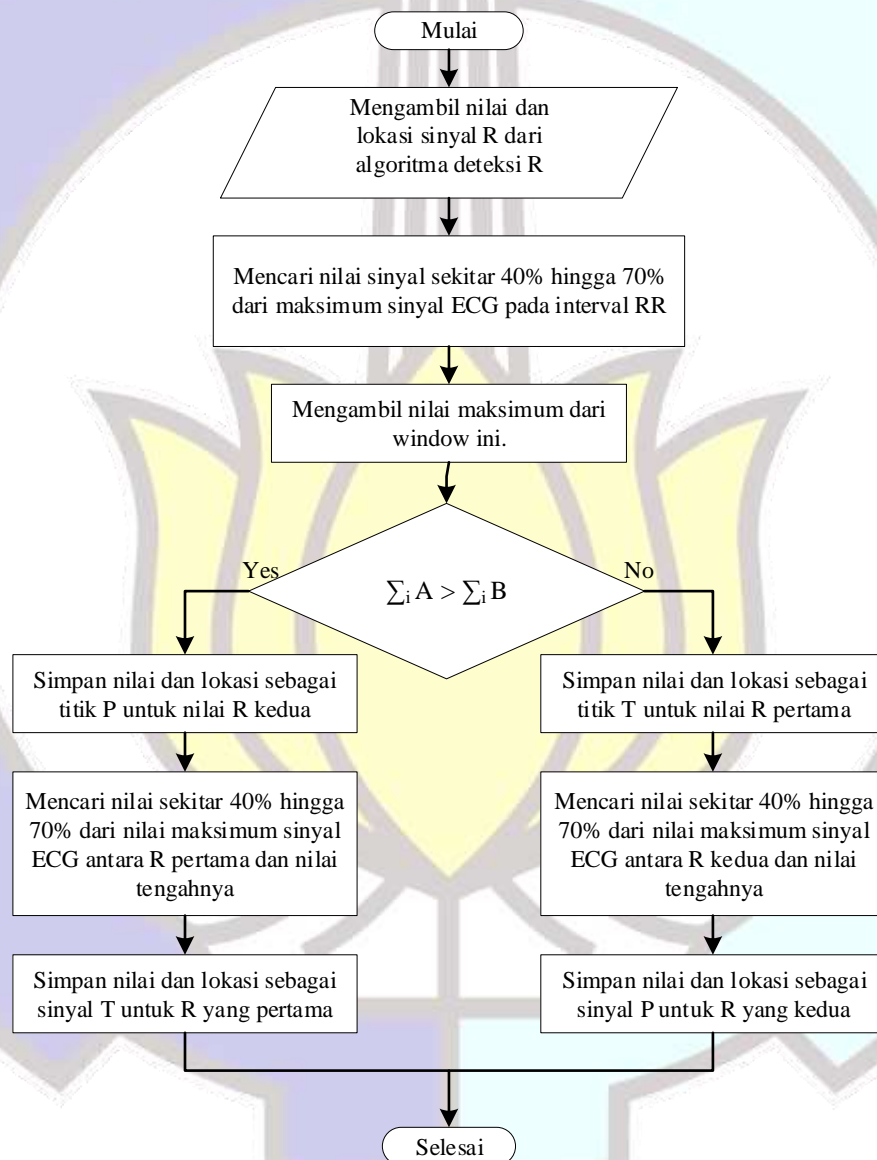
R : nilai lokasi puncak R

n : total puncak yang dideteksi pada satu sinyal

i : perulangan proses untuk 1 lokasi puncak R yang terdeteksi

3.1.3 Mencari titik P dan T

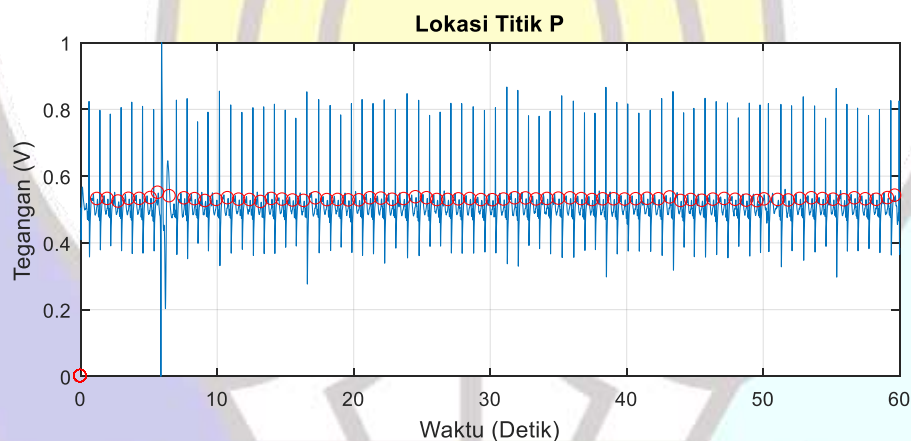
Setelah titik R diketahui, langkah berikutnya adalah mencari titik P dan titik T dengan cara *windowing*, yaitu sebuah cara yang digunakan untuk membagi sinyal menjadi beberapa bagian. Interval R-R akan dibagi menjadi dua *window* untuk mencari nilai P dan titik T. Pencarian sinyal ini menggunakan persentase sinyal maksimum dalam satu interval R-R. *Flowchart* pencarian nilai dari titik P dan titik T dapat dilihat pada Gambar 3.7. di bawah ini:



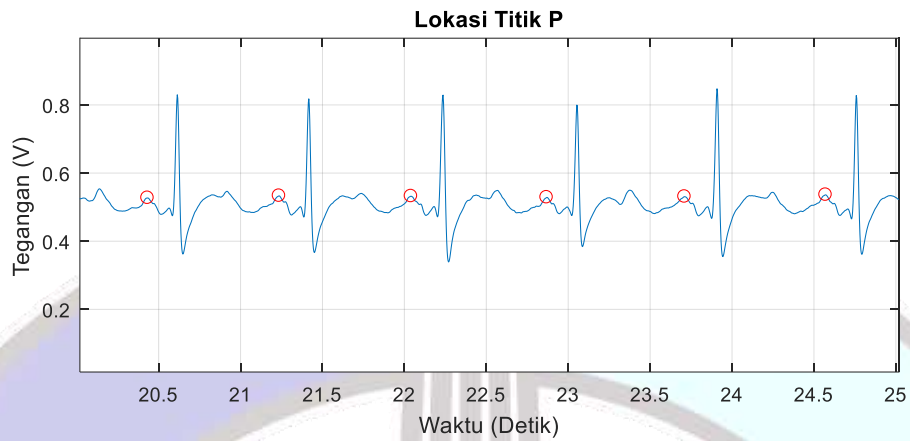
Gambar 3.7. *Flowchart* mencari titik P dan T

Langkah pertama dari *flowchart* di atas adalah mengambil nilai dan lokasi puncak R yang telah didapatkan pada algoritma deteksi puncak R. Kemudian

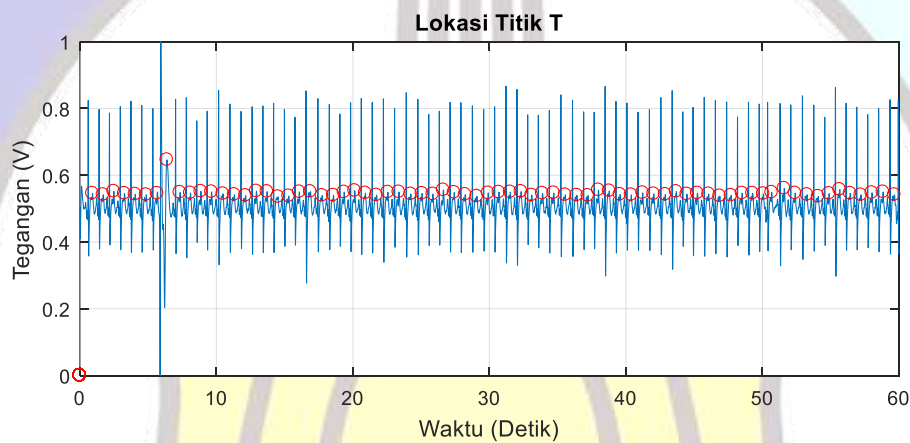
dilanjutkan dengan mencari nilai sinyal sekitar 40% hingga 70% dari maksimum nilai pada interval R-R. Setelah nilai yang sudah dipersentase tersebut didapatkan, nilai maksimum dari persentase tersebut akan dicari. Pencarian ini dilakukan dengan menghitung apakah banyak nilai yang memenuhi A lebih banyak dari nilai yang memenuhi B, jika iya maka nilai dan lokasi disimpan sebagai titik P untuk nilai lokasi R yang kedua, kemudian proses dilanjutkan dengan mencari nilai sekitar 40% hingga 70% dari nilai maksimum sinyal ECG antara lokasi puncak R pertama dan nilai tengahnya. Nilai tersebut disimpan sebagai nilai titik T untuk puncak R yang pertama. Jika syarat “banyak nilai yang memenuhi A lebih banyak dari nilai yang memenuhi B” tidak terpenuhi, maka nilai dan lokasi disimpan sebagai titik T untuk nilai puncak R yang pertama, kemudian proses dilanjutkan dengan mencari nilai sekitar 40% hingga 70% dari nilai maksimum sinyal ECG antara puncak R kedua dan nilai tengahnya. Nilai tersebut disimpan sebagai nilai titik P untuk puncak R yang kedua. Hasil pencarian titik P ditunjukkan pada Gambar 3.8. dan diperjelas pada Gambar 3.9. Sementara hasil pencarian titik T ditunjukkan pada Gambar 3.10. dan diperjelas pada Gambar 3.11., sedangkan program untuk pencarian titik P dan titik T ini dapat dilihat pada Lampiran.



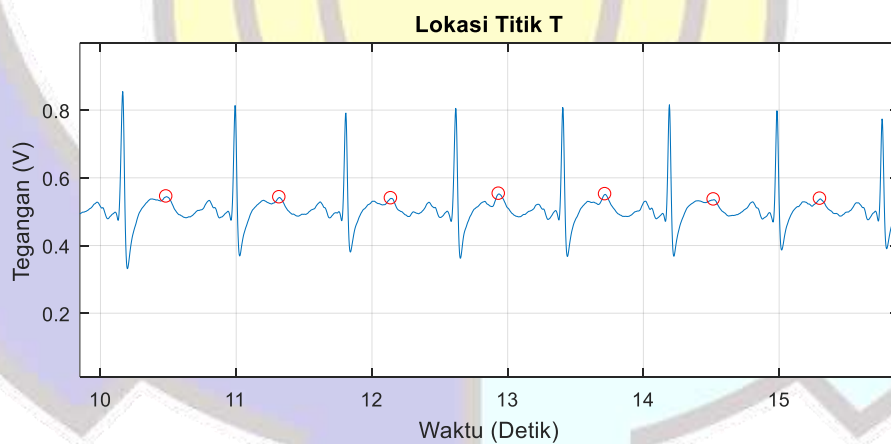
Gambar 3.8. Hasil Lokasi titik P



Gambar 3.9. Hasil lokasi titik P yang diperbesar



Gambar 3.10. Hasil lokasi titik T

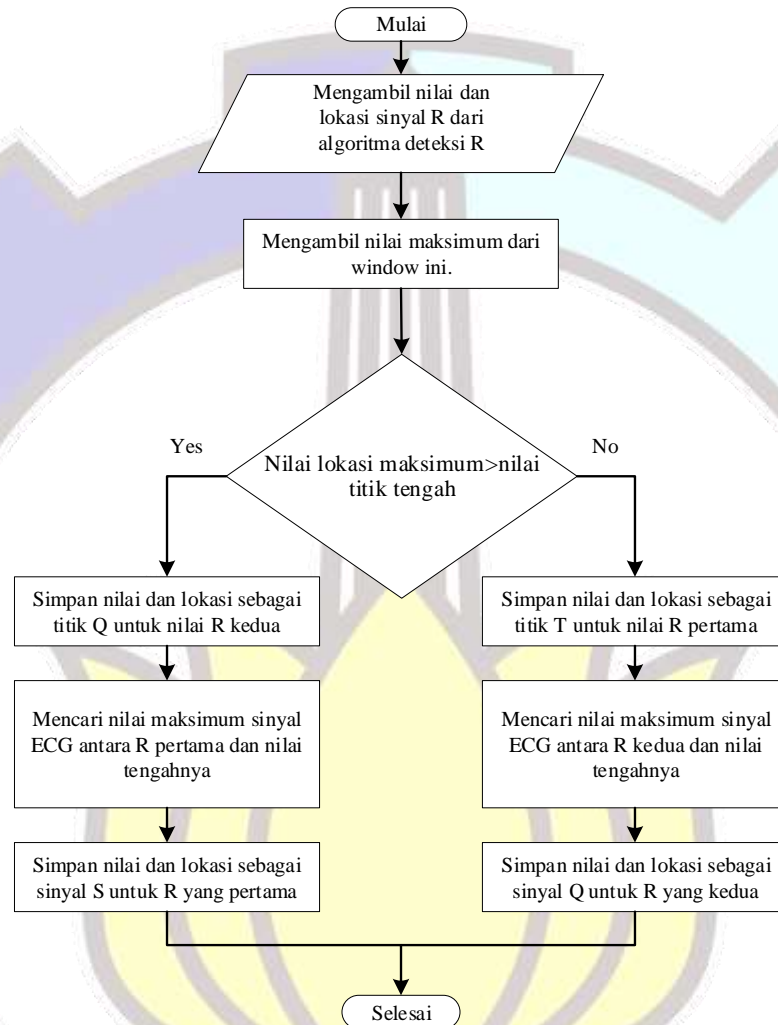


Gambar 3.11. Hasil lokasi titik T yang diperbesar

3.1.4 Mencari titik Q dan S

Titik Q dan S dapat dicari dengan *windowing* seperti yang dilakukan pada titik P dan T dengan membagi interval R-R menjadi dua *window* untuk mencari

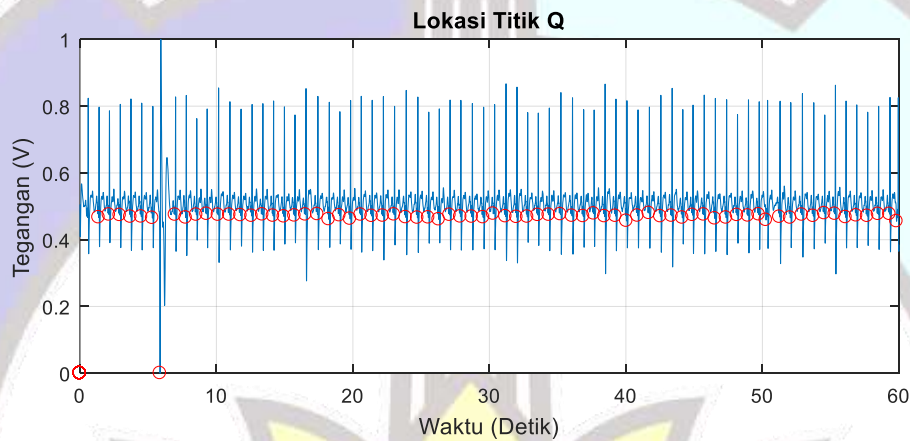
nilai S dan Q. *Flowchart* untuk mencari nilai S dan Q ditunjukkan pada Gambar 3.12.



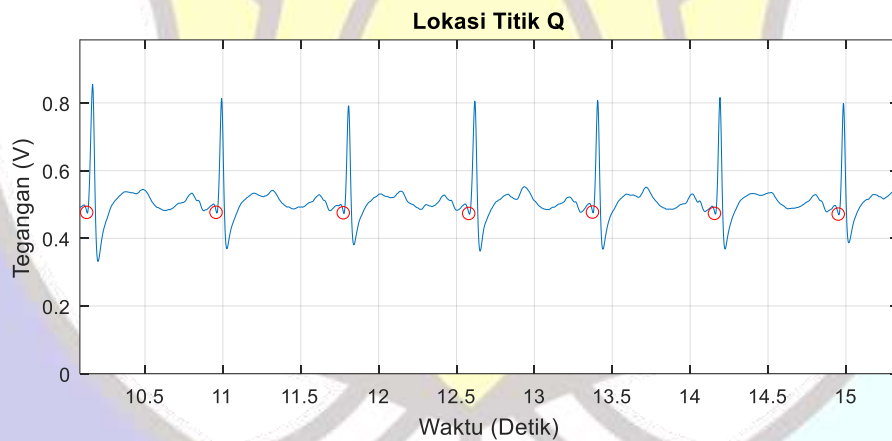
Gambar 3.12. *Flowchart* pencarian titik Q dan S

Langkah pertama dari *flowchart* di atas adalah mengambil nilai dan lokasi sinyal R yang telah didapatkan pada algoritma deteksi R. Kemudian dilanjutkan dengan mencari nilai maksimumnya. Pencarian ini dilakukan dengan menghitung apakah nilai lokasi maksimum lebih dari nilai titik tengah, jika iya maka nilai dan lokasi disimpan sebagai titik Q untuk nilai R yang kedua, kemudian proses dilanjutkan dengan mencari nilai maksimum sinyal ECG antara R pertama dan nilai tengahnya. Nilai tersebut disimpan sebagai nilai S untuk R yang pertama. Jika syarat “lokasi maksimum lebih dari nilai titik tengah” tidak terpenuhi, maka nilai dan lokasi disimpan sebagai titik S untuk nilai R yang pertama, kemudian proses

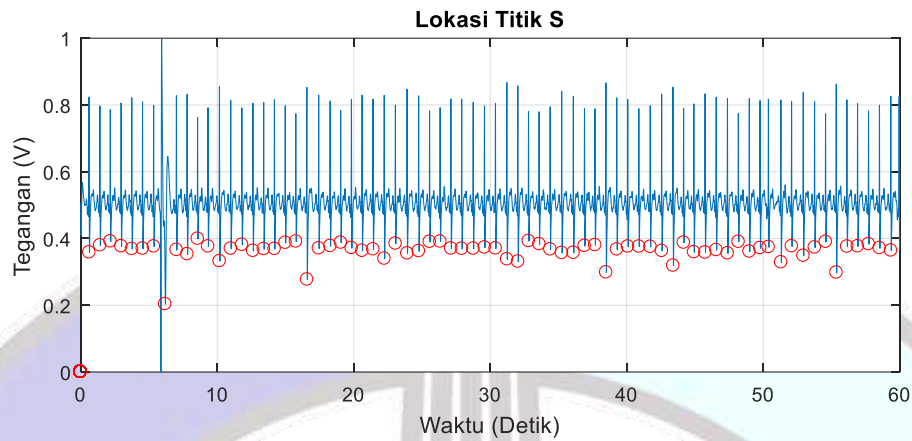
dilanjutkan dengan mencari nilai maksimum sinyal ECG antara R kedua dan nilai tengahnya. Nilai tersebut disimpan sebagai nilai Q untuk R yang kedua. Hasil pencarian titik Q ditunjukkan pada Gambar 3.13. dan diperjelas pada Gambar 3.14. Sementara hasil pencarian titik S ditunjukkan pada Gambar 3.15. dan diperjelas pada Gambar 3.16., sedangkan program untuk pencarian titik Q dan S ini dapat dilihat pada Lampiran.



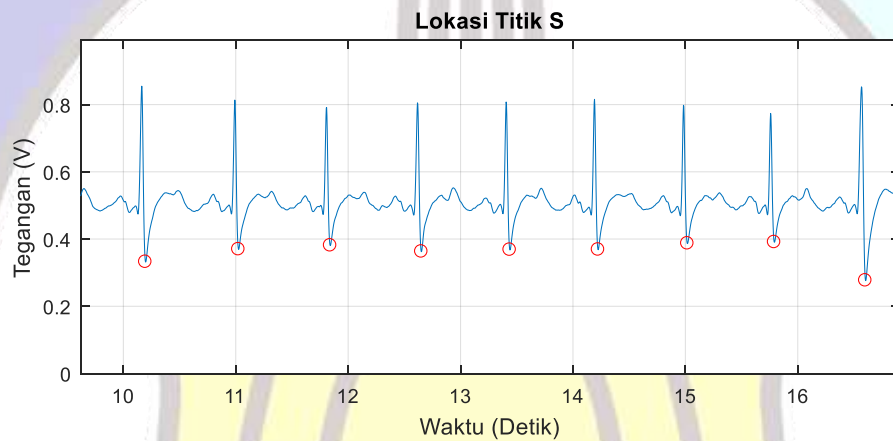
Gambar 3.13. Hasil lokasi titik Q



Gambar 3.14. Hasil lokasi titik Q yang diperbesar

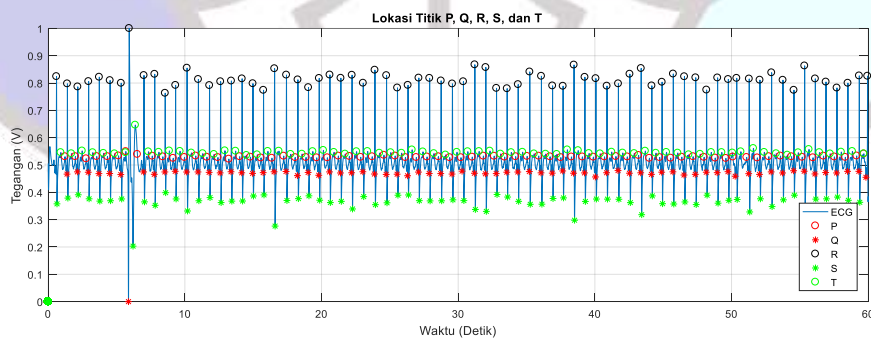


Gambar 3.15. Hasil lokasi titik S

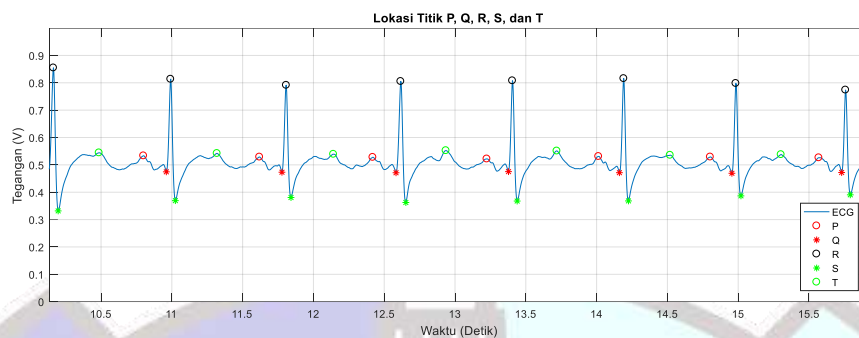


Gambar 3.16. Hasil lokasi titik S yang diperbesar

Setelah semua titik fitur sudah terpenuhi, nilai dan lokasi pada masing-masing titik disimpan dalam *array* sehingga ada sepuluh *array*, masing-masing untuk nilai setiap titik dan lokasi setiap titik. Karena semua titik sudah dideteksi, pendeteksian bisa ditunjukkan satu gambar. Penggabungan nilai ini ditunjukkan pada Gambar 3.17 dan diperjelas pada Gambar 3.18.



Gambar 3.17. Hasil lokasi titik P, Q, R, S dan T



Gambar 3.18. Hasil lokasi titik-titik P, Q, R, S dan T yang diperbesar

3.2 Penentuan Gejala Aritmia

Setelah parameter-parameter sinyal ECG yang berupa posisi dan nilai sinyal P, Q, R, S, dan T, serta interval R-R diketahui, langkah selanjutnya adalah memulai proses penentuan gejala aritmia. Penentuan gejala aritmia dilakukan dengan mencocokkan parameter yang telah diambil ini dengan gejala aritmia. Gejala-gejala aritmia diambil dari [30] lalu disesuaikan dengan parameter-parameter sinyal ECG kemudian dijadikan sebagai fitur. Metode untuk menentukan aritmia ini menggunakan *decision tree* yang mana penentuan aritmia ditandai dengan logika 1 jika salah satu fitur yang diambil terdeteksi dan logika 0 jika salah satu fitur yang diambil ini tidak terdeteksi. Fitur untuk gejala aritmia dapat dilihat pada Tabel 3.1.

Tabel 3.1 *Fitur untuk Gejala Aritmia [30]*

Fitur yang diambil		Referensi tambahan	Hasil
1	Sinyal P kurang dari 60 bpm	[26]	Aritmia
2	Sinyal P lebih dari 100 bpm dan sinyal R lebih dari 100 bpm	[26]	Aritmia
3	Sinyal P lebih dari 150 bpm	[26]	Aritmia
4	Sinyal R kurang dari 60 bpm	[32] [22]	Aritmia
5	Sinyal R lebih dari 100 bpm dan sinyal P lebih dari 250 bpm	[32] [22]	Aritmia
6	Sinyal R lebih dari 120 bpm	[32] [33]	Aritmia
7	P-R interval lebih dari 0.20 detik	[32] [33]	Aritmia
8	Interval R-R ganda	[18] [32]	Aritmia

Dari Tabel 3.1. nilai-nilai logika akan dicari sebagai berikut :

3.2.1 Sinyal P kurang dari 60 bpm

Fitur pertama adalah Sinyal P kurang dari 60 bpm. Cara mencarinya adalah dengan mengukur jumlah titik P yang dideteksi pada satu data sinyal. Jika jumlah titik P kurang dari 60 bpm, maka logika akan berubah menjadi 1 sebagai tanda bahwa pasien memiliki aritmia. Jika jumlah titik P sebanyak 60 bpm ke atas, logika akan berubah menjadi 0 sebagai tanda pasien tersebut normal. Hasil pencarian fitur ini akan dibahas di Bab IV.

3.2.2 Sinyal P lebih dari 100 bpm dan sinyal R lebih dari 100 bpm

Fitur kedua adalah Sinyal P lebih dari 100 bpm dan sinyal R lebih dari 100 bpm. Fitur ini menggunakan dua syarat karena pada pasien aritmia, kemungkinan jumlah sinyal P lebih tinggi dari 100 bpm sangat besar dengan jumlah sinyal R yang bervariasi sehingga untuk menyesuaikan, diambil syarat kedua yang hanya dimiliki oleh orang yang memiliki sinyal ECG normal. Jika jumlah titik P lebih dari 100 bpm dan jumlah titik R juga lebih dari 100 bpm, maka logika akan berubah menjadi 1 sebagai tanda bahwa pasien memiliki aritmia. Jika jumlah titik P kurang dari 100 bpm dan jumlah titik R juga kurang dari 100 bpm, logika akan berubah menjadi 0 sebagai tanda pasien tersebut normal. Hasil pencarian fitur ini akan dibahas di Bab IV.

3.2.3 Sinyal P lebih dari 150 bpm

Fitur ketiga adalah Sinyal P lebih dari 150 bpm. Cara mencarinya adalah dengan mengukur jumlah titik P yang dideteksi pada satu data sinyal. Jika jumlah titik P lebih dari 150 bpm, maka logika akan berubah menjadi 1 sebagai tanda bahwa pasien memiliki aritmia. Jika jumlah titik P kurang dari 150 bpm, logika akan berubah menjadi 0 sebagai tanda pasien tersebut normal. Hasil pencarian fitur ini akan dibahas di Bab IV.

3.2.4 Sinyal R kurang dari 60 bpm

Fitur keempat adalah Sinyal R kurang dari 60 bpm. Cara mencarinya adalah dengan mengukur jumlah puncak R yang dideteksi pada satu data sinyal. Jika jumlah puncak R kurang dari 60 bpm, maka logika akan berubah menjadi 1 sebagai tanda bahwa pasien memiliki aritmia. Jika jumlah puncak R sebanyak 60

bpm ke atas, logika akan berubah menjadi 0 sebagai tanda pasien tersebut normal. Hasil pencarian fitur ini akan dibahas di Bab IV.

3.2.5 Sinyal R lebih dari 100 bpm dan sinyal P lebih dari 250 bpm

Fitur kelima adalah jumlah puncak R lebih dari 100 bpm dan sinyal P lebih dari 250 bpm. Jika jumlah puncak R lebih dari 100 bpm dan sinyal P lebih dari 250 bpm, maka logika akan berubah menjadi 1 sebagai tanda bahwa pasien memiliki aritmia. Jika syarat tidak dipenuhi, maka logika akan berubah menjadi 0 sebagai tanda pasien tersebut normal. Hasil pencarian fitur ini akan dibahas di Bab IV.

3.2.6 Sinyal R lebih dari 120 bpm

Fitur keenam adalah Sinyal R lebih dari 120 bpm. Jika jumlah puncak R lebih dari 120 bpm, maka logika akan berubah menjadi 1 sebagai tanda bahwa pasien memiliki aritmia. Jika jumlah puncak R kurang dari 120 bpm, logika akan berubah menjadi 0 sebagai tanda pasien tersebut normal. Hasil pencarian fitur ini akan dibahas di Bab IV.

3.2.7 P-R interval lebih dari 0.20 detik

Fitur ketujuh adalah mencari nilai interval P-R yang lebih dari 0.20 detik. Jika nilai interval P-R lebih dari 0.20 detik, maka logika akan berubah menjadi 1 sebagai tanda bahwa pasien memiliki aritmia. Jika nilai interval P-R kurang dari atau sama dengan 0.20 detik, logika akan berubah menjadi 0 sebagai tanda pasien tersebut normal. Hasil pencarian fitur ini akan dibahas di Bab IV.

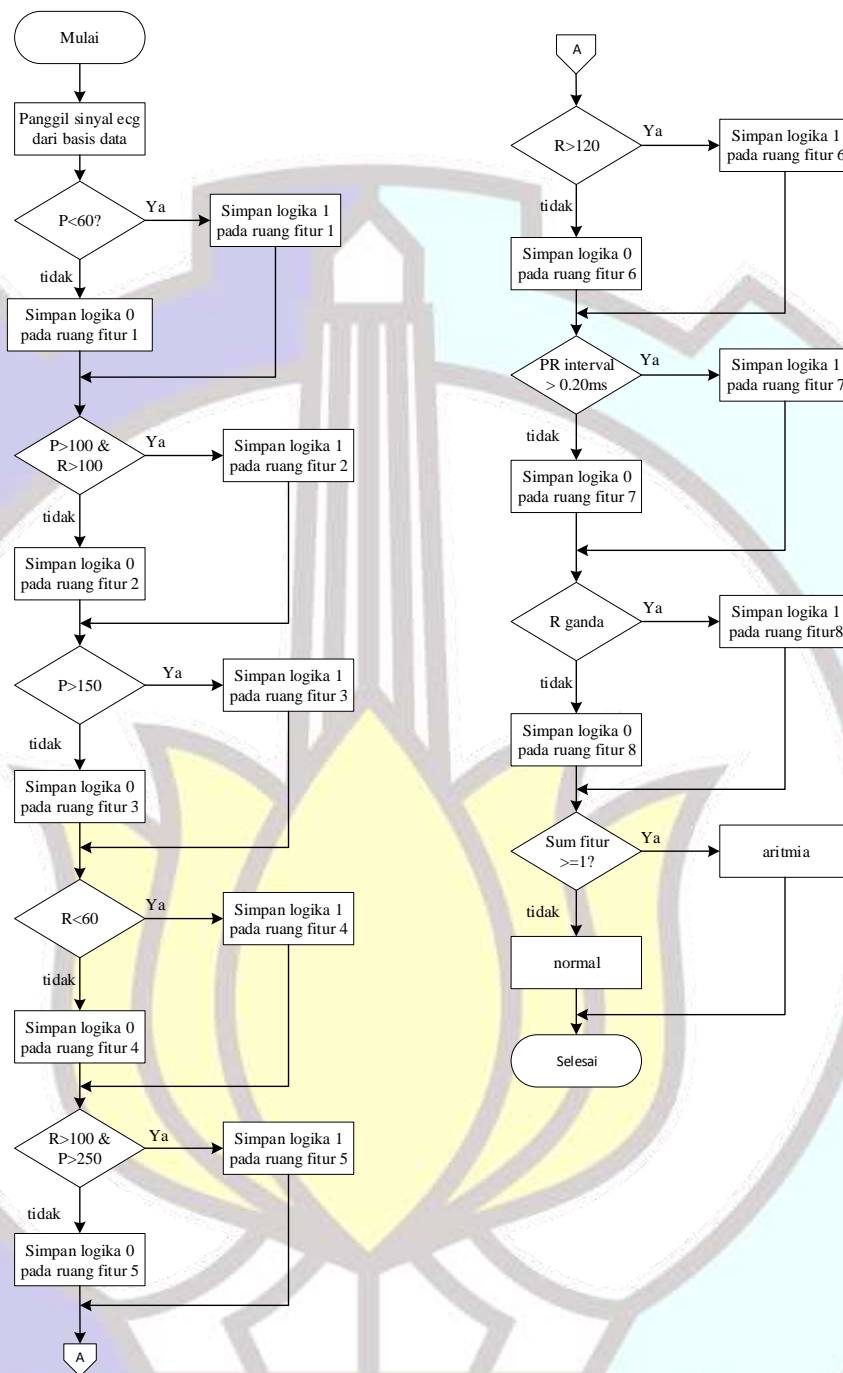
3.2.8 Interval R-R ganda

Fitur kedelapan adalah interval R-R yang ganda. Pencarian interval dobel ini dengan mencari lokasi R di setiap 250 sampel. Jika dalam rentang itu ada dua lokasi yang ditemukan, maka logika akan berubah menjadi 1 sebagai tanda bahwa pasien memiliki aritmia. Jika lokasi hanya ditemukan satu, maka logika akan berubah menjadi 0 sebagai tanda pasien tersebut normal. Hasil pencarian fitur ini akan dibahas di Bab IV.

3.3 Pengambilan Keputusan

Setelah gejala-gejala aritmia diketahui, kemudian dilakukan pengambilan keputusan. Metode *decision tree* yang digunakan pada tesis ini memudahkan pengambilan keputusan dengan menggunakan *flowchart* untuk menghitung jumlah gejala yang muncul. Perhitungan jumlah gejala yang muncul ini dilakukan dengan menjumlahkan fitur yang dideteksi sebagai logika 1. *Flowchart* untuk mendapatkan keputusan ditunjukkan pada gambar 3.19.





Gambar 3.19. Pengambilan keputusan

Pengambilan keputusan ini menggunakan *decision tree* untuk memudahkan klasifikasi antara aritmia dan normal. Setelah nilai-nilai fitur ditemukan, nilai itu disimpan sebagai masukan untuk *decision tree*. Sebelum memberi masukan, dibuat sebuah *array* dengan nama “ruang fitur” untuk

menyimpan nilai logika. Ruang fitur ini berisi nilai 1 atau 0 dengan urutan kolom sebagai urutan pemrosesan untuk fiturnya. Langkah-langkahnya sebagai berikut :

- a) Menentukan masukan untuk *decision tree* yang berupa sinyal ECG kemudian menyimpan informasi dari sinyal ECG tersebut dalam bentuk *array* dari:
 - lokasi titik P dan nilai titik P
 - lokasi lembah Q dan nilai lembah Q
 - lokasi puncak R
 - lokasi lembah S dan nilai lembah S
 - lokasi titik T dan nilai titik T
- b) Menghitung jumlah lokasi titik P yang dideteksi dalam *array* yang telah disimpan. Apakah jumlah lokasi titik P yang terdeteksi kurang dari 60 titik? Jika iya, maka denyut titik P kurang dari 60 bpm, kemudian mengisi ruang fitur kolom 1 dengan logika 1. Jika tidak, maka logika 0 yang disimpan di ruang fitur kolom 1. Setelah itu melakukan *decision* berikutnya.
- c) Menghitung jumlah lokasi titik P dan jumlah lokasi puncak R. Apakah jumlah lokasi yang terdeteksi masing-masing lebih dari 100 titik? Jika iya, maka denyut titik P dan denyut puncak R lebih dari 100 bpm, kemudian mengisi ruang fitur kolom 2 dengan logika 1. Jika tidak, maka logika 0 yang disimpan di ruang fitur kolom 2. Setelah itu melakukan *decision* berikutnya.
- d) Menghitung jumlah lokasi titik P. Apakah jumlah lokasi titik P yang terdeteksi lebih dari 150 titik? Jika iya, maka denyut titik P lebih dari 150 bpm, kemudian mengisi ruang fitur kolom 3 dengan logika 1. Jika tidak, maka logika 0 yang disimpan di ruang fitur kolom 3. Setelah itu melakukan *decision* berikutnya.
- e) Menghitung jumlah lokasi puncak R. Apakah jumlah lokasi puncak R yang terdeteksi kurang dari 60 titik? Jika iya, maka denyut titik P kurang dari 60 bpm, kemudian mengisi ruang fitur kolom 4 dengan logika 1. Jika tidak, maka logika 0 yang disimpan di ruang fitur kolom 4. Setelah itu melakukan *decision* berikutnya.
- f) Menghitung jumlah lokasi titik P dan jumlah lokasi puncak R. Apakah jumlah lokasi yang terdeteksi pada titik P lebih dari 250 titik dan jumlah lokasi puncak R lebih dari 100 titik? Jika iya, maka denyut titik P lebih dari 250 bpm dan

denyut puncak R lebih dari 100 bpm, kemudian mengisi ruang fitur kolom 5 dengan logika 1. Jika tidak, maka logika 0 yang disimpan di ruang fitur kolom 5. Setelah itu melakukan *decision* berikutnya.

- g) Menghitung jumlah lokasi puncak R. Apakah jumlah lokasi puncak R yang terdeteksi lebih dari 120 titik? Jika iya, maka denyut puncak R lebih dari 120 bpm, kemudian mengisi ruang fitur kolom 6 dengan logika 1. Jika tidak, maka logika 0 yang disimpan di ruang fitur kolom 6. Setelah itu melakukan *decision* berikutnya.
- h) Menghitung jarak antara lokasi P dengan lokasi R. Apakah nilai jarak ini lebih dari 0.20 mili detik? Jika iya, maka mengisi ruang fitur kolom 7 dengan logika 1. Jika tidak, maka logika 0 yang disimpan di ruang fitur kolom 7. Setelah itu melakukan *decision* berikutnya.
- i) Menghitung jarak puncak R setiap 250 data. Jika ada dua lokasi R yang ditemukan, maka terdapat nilai puncak R yang ganda, kemudian mengisi ruang fitur kolom 8 dengan logika 1. Jika tidak, maka logika 0 yang disimpan di ruang fitur kolom 8. Setelah itu melakukan *decision* berikutnya.
- j) Karena semua fitur sudah dideteksi, kemudian menjumlahkan nilai yang ada pada *array* ruang fitur. Jika jumlah nilai pada ruang fitur lebih dari 1, maka sinyal ECG tersebut adalah sinyal aritmia dan jika jumlah nilai pada ruang fitur tersebut 0, maka sinyal ECG tersebut normal.
- k) Algoritma selesai.

BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada bab ini akan dibahas mengenai hasil pengujian sistem beserta analisa terhadap data dari hasil percobaan yang telah dilakukan. Pengujian yang dilakukan meliputi: pengujian parameter ECG yaitu pengujian deteksi puncak R, pengujian deteksi titik P dan titik T, dan pengujian deteksi lembah Q dan lembah S. Kemudian dilanjutkan dengan pengujian gejala Aritmia dan pengujian pengambilan keputusan. Data yang diuji sejumlah 48 data aritmia yang berasal dari *physionet.org* dengan nama MIT-BIH Arrhythmia Database (*mitdb*) dan 18 data normal dari tempat yang sama dengan nama Normal Sinus Rhythm R-R Interval Database (*nsr2db*). Total data yang diuji sebanyak 66 data. Data ini diambil dalam waktu satu menit, kemudian disimpan dalam bentuk variabel. Data dalam variabel inilah nanti yang akan digunakan sebagai pengujian.

4.1 Pengujian Parameter ECG

Pengujian parameter ECG ini menggunakan 48 sinyal aritmia. 48 sinyal ini diambil masing-masing dalam waktu satu menit, kemudian hasil pengambilan diletakkan pada variabel. Variabel ini nanti yang diproses untuk menguji parameter ECG. Tujuan dari pengujian ini adalah untuk mencari akurasi dari parameter-parameter ECG yang menjadi cikal bakal fitur.

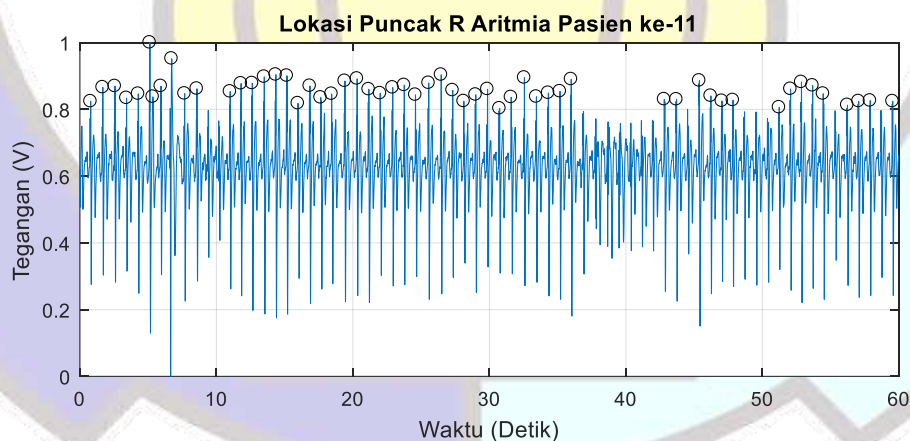
4.1.1 Pengujian deteksi R

Pengujian deteksi R menggunakan 48 data yang diambil dari MIT-BIH Arrhythmia Database. Deteksi puncak R dilakukan dengan mencari titik tertinggi pada sebuah sinyal. Deteksi R pada sinyal normal biasanya menggunakan *threshold* yang bisa ditentukan secara empiris, sedangkan pada sinyal aritmia, fungsi ini tidak bisa digunakan untuk semua sinyal, sehingga deteksi R menggunakan algoritma tersendiri untuk sinyal aritmia. Algoritma deteksi sinyal R ini dapat dilihat pada Bab 3 sub bab Pengujian Parameter ECG. Pengujian titik R bertujuan untuk mengetahui akurasi dari pencarian nilai puncak R dengan cara menghitung jumlah puncak R pada *software* dan membandingkannya dengan jumlah puncak R secara visual. Hasil pengujian ditunjukkan oleh Tabel 4.1.

Tabel 4.1. Pengujian deteksi R untuk sinyal ECG Aritmia

No urut Pasien	Label Pasien	Jumlah puncak R			No urut Pasien	Label pasien	Jumlah puncak R		
		Program	View	Akurasi(%)			Program	View	Akurasi(%)
1	100	74	74	100.00	25	201	88	89	98.88
2	101	60	60	100.00	26	202	54	59	91.53
3	102	73	74	98.65	27	203	72	91	79.12
4	103	70	70	100.00	28	205	89	90	98.89
5	104	76	79	96.20	29	207	55	68	80.88
6	105	69	82	84.15	30	208	55	90	61.11
7	106	62	62	100.00	31	209	95	95	100.00
8	107	70	70	100.00	32	210	80	86	93.02
9	108	37	59	62.71	33	212	87	87	100.00
10	109	64	86	74.42	34	213	105	108	97.22
11	111	51	70	72.86	35	214	53	76	69.74
12	112	80	85	94.12	36	215	108	112	96.43
13	113	61	62	98.39	37	217	73	73	100.00
14	114	55	55	100.00	38	219	73	75	97.33
15	115	67	67	100.00	39	220	69	69	100.00
16	116	75	78	96.15	40	221	65	78	83.33
17	117	54	56	96.43	41	222	71	74	95.95
18	118	65	72	90.28	42	223	83	87	95.40
19	119	61	66	92.42	43	228	68	68	100.00
20	121	56	59	94.92	44	230	78	81	96.30
21	122	66	66	100.00	45	231	60	61	98.36
22	123	54	54	100.00	46	232	58	59	98.31
23	124	53	53	100.00	47	233	91	102	89.22
24	200	78	80	97.50	48	234	90	90	100.00
rata-rata akurasi								93.72	

Hasil dari pengujian menunjukkan bahwa rata-rata akurasi pada pencarian puncak R ini sebesar 93.72% untuk basis data aritmia. Hasil *visual* pengujian bisa dilihat pada gambar berikut sebagai perbandingan digunakan pasien nomor 11 yang memiliki puncak R yang berbeda antara *visual* dan *software*.



Gambar 4.1. Lokasi puncak R pada pasien ke-11

Dari gambar 4.1 diketahui bahwa puncak R yang dideteksi sebanyak 51 titik, sedangkan puncak R yang tampak sebanyak 70 titik.

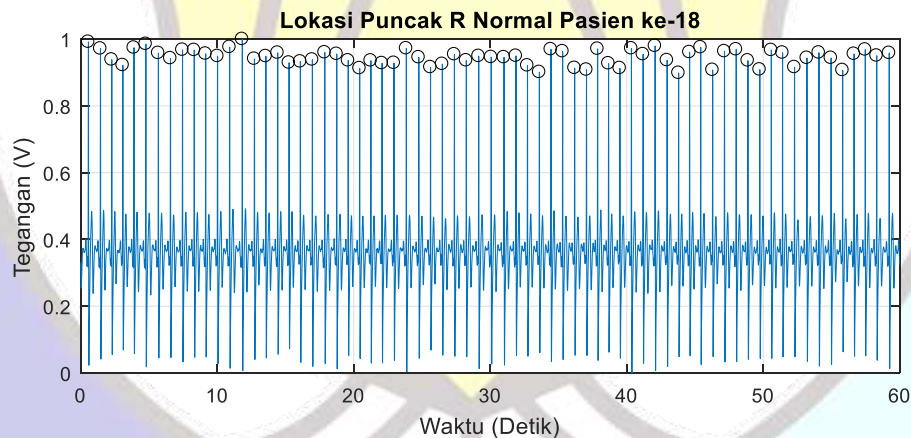
Pengujian deteksi R menggunakan 18 data normal yang diambil dari The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database. Pencarian puncak R pada data normal

ini memiliki akurasi sebanyak 100%. Hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4.2. di bawah ini :

Tabel 4.2. Hasil pengujian akurasi puncak R pada basis data normal

No urut pasien	Jumlah puncak R			No urut pasien	Jumlah puncak R		
	Program	View	Akurasi		Program	View	Akurasi
1	74	74	100%	11	70	70	100%
2	74	74	100%	12	70	70	100%
3	75	75	100%	13	72	72	100%
4	74	74	100%	14	70	70	100%
5	62	62	100%	15	73	73	100%
6	67	67	100%	16	70	70	100%
7	74	74	100%	17	69	69	100%
8	80	80	100%	18	69	69	100%
9	75	75	100%	rata-rata akurasi			100.00%
10	75	75	100%				

Tabel 4.2. di atas menunjukkan bahwa rata-rata akurasi untuk pencarian puncak R untuk semua basis data normal sebesar 100%. Contoh sinyal yang menunjukkan bahwa pendeteksian puncak R menghasilkan akurasi 100% dapat dilihat pada gambar 4.2. di bawah ini. Contoh yang diambil adalah pasien Normal ke -18.



Gambar 4.2. Lokasi puncak R Normal pada pasien ke-18

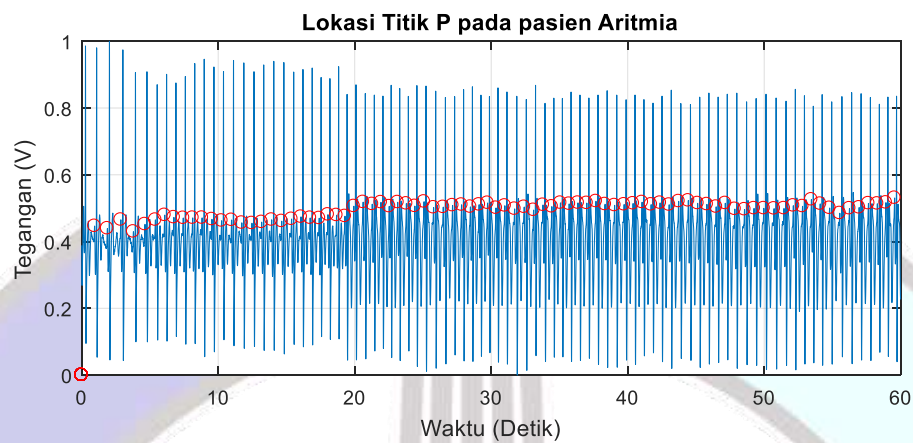
4.1.2 Pengujian deteksi P dan T

Pengujian deteksi P dan T menggunakan 48 data yang diambil dari MIT-BIH Arrhythmia Database. Pengujian ini dilakukan dengan teknik *windowing* yang telah dijelaskan pada Bab 3. Pengujian titik P dan titik T bertujuan untuk mengetahui akurasi dari pencarian titik P dan T. Hasil pengujian ditunjukkan oleh Tabel 4.3.

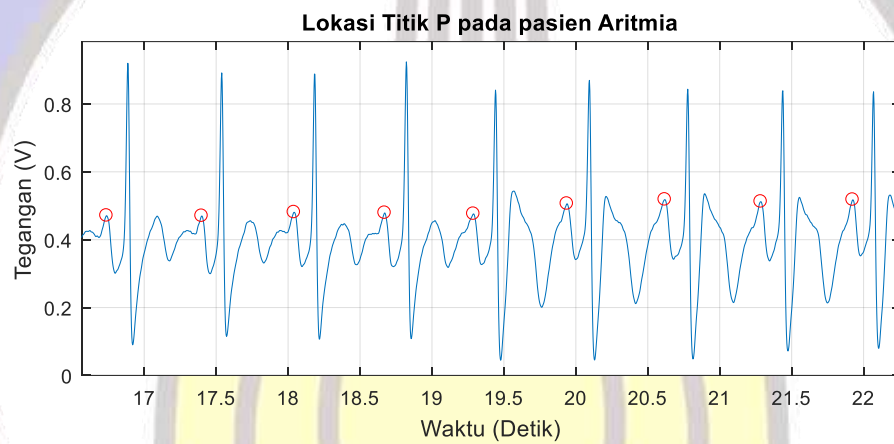
Tabel 4.3. Pengujian deteksi titik P dan titik T

No urut pasien	Label Pasien	Jumlah puncak P			Jumlah puncak T		
		Program	View	Acc	Program	View	Acc
1	100	73	73	100.00%	73	74	98.65%
2	101	59	59	100.00%	59	60	98.33%
3	102	72	73	98.63%	72	74	97.30%
4	103	69	69	100.00%	69	70	98.57%
5	104	75	78	96.15%	75	79	94.94%
6	105	68	81	83.95%	68	82	82.93%
7	106	61	61	100.00%	61	62	98.39%
8	107	69	69	100.00%	69	70	98.57%
9	108	36	58	62.07%	36	59	61.02%
10	109	63	85	74.12%	63	86	73.26%
11	111	50	69	72.46%	50	70	71.43%
12	112	79	84	94.05%	79	85	92.94%
13	113	60	61	98.36%	60	62	96.77%
14	114	54	54	100.00%	54	55	98.18%
15	115	66	66	100.00%	66	67	98.51%
16	116	74	77	96.10%	74	78	94.87%
17	117	53	55	96.36%	53	56	94.64%
18	118	64	71	90.14%	64	72	88.89%
19	119	60	65	92.31%	60	66	90.91%
20	121	55	58	94.83%	55	59	93.22%
21	122	65	65	100.00%	65	66	98.48%
22	123	53	53	100.00%	53	54	98.15%
23	124	52	52	100.00%	52	53	98.11%
24	200	77	79	97.47%	77	80	96.25%
25	201	87	88	98.86%	87	89	97.75%
26	202	53	58	91.38%	53	59	89.83%
27	203	71	90	78.89%	71	91	78.02%
28	205	88	89	98.88%	88	90	97.78%
29	207	54	67	80.60%	54	68	79.41%
30	208	54	89	60.67%	54	90	60.00%
31	209	94	94	100.00%	94	95	98.95%
32	210	79	85	92.94%	79	86	91.86%
33	212	86	86	100.00%	86	87	98.85%
34	213	104	107	97.20%	104	108	96.30%
35	214	52	75	69.33%	52	76	68.42%
36	215	107	111	96.40%	107	112	95.54%
37	217	72	72	100.00%	72	73	98.63%
38	219	72	74	97.30%	72	75	96.00%
39	220	68	68	100.00%	68	69	98.55%
40	221	64	77	83.12%	64	78	82.05%
41	222	70	73	95.89%	70	74	94.59%
42	223	82	86	95.35%	82	87	94.25%
43	228	67	67	100.00%	67	68	98.53%
44	230	77	80	96.25%	77	81	95.06%
45	231	59	60	98.33%	59	61	96.72%
46	232	57	58	98.28%	57	59	96.61%
47	233	90	101	89.11%	90	102	88.24%
48	234	89	89	100.00%	89	90	98.89%
		rata-rata akurasi P			rata-rata akurasi T		
		93.04%			91.75%		

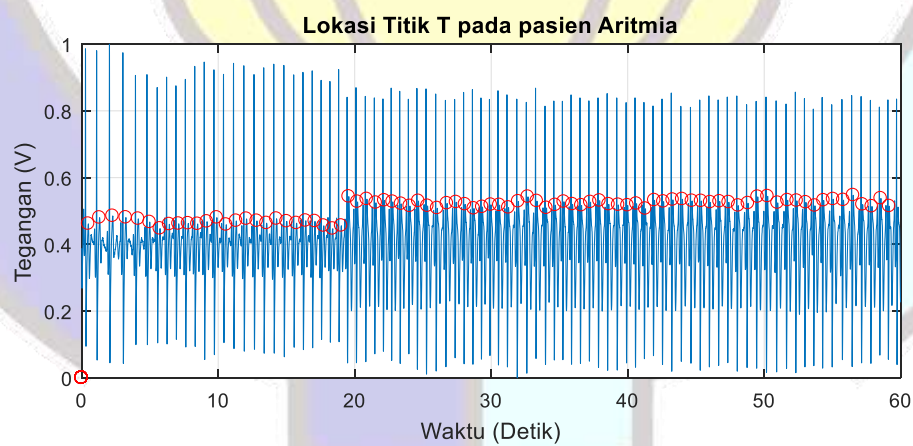
Tabel 4.3 menunjukkan bahwa akurasi titik P sebesar 93,04% dan akurasi titik T sebesar 91,75% pada pengujian basis data aritmia. Contoh sinyal yang menunjukkan pendeteksian titik P dapat dilihat pada gambar 4.3. yang diperbesar pada gambar 4.4., sedangkan contoh untuk pendeteksian titik T dapat dilihat pada gambar 4.5 yang diperbesar pada gambar 4.6.



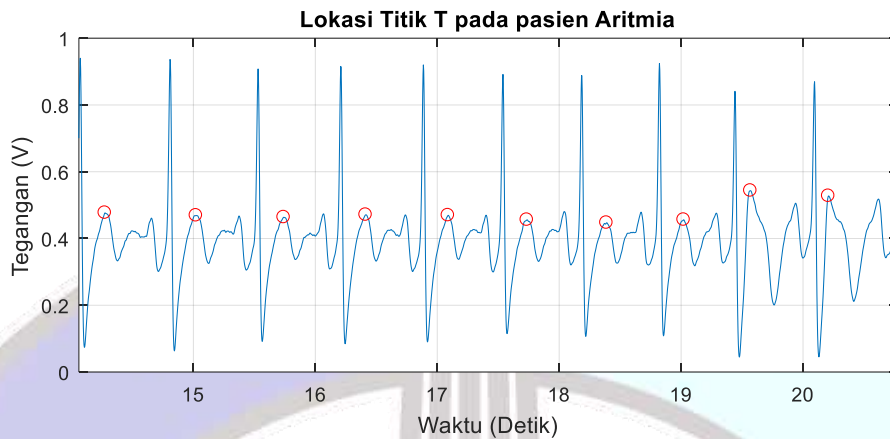
Gambar 4.3. Lokasi titik P pada pasien aritmia



Gambar 4.4. Lokasi titik P pada pasien aritmia yang diperbesar



Gambar 4.5. Lokasi titik T pada pasien aritmia



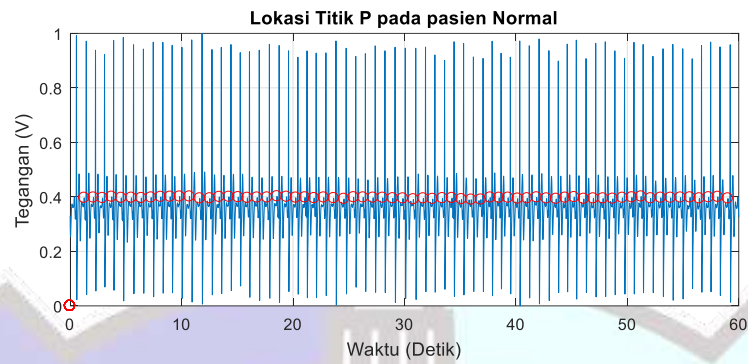
Gambar 4.6. Lokasi titik T pada pasien aritmia yang diperbesar

Pengujian pada sinyal normal untuk akurasi pada titik P dan titik T ditunjukkan pada Tabel 4.4. di bawah ini.

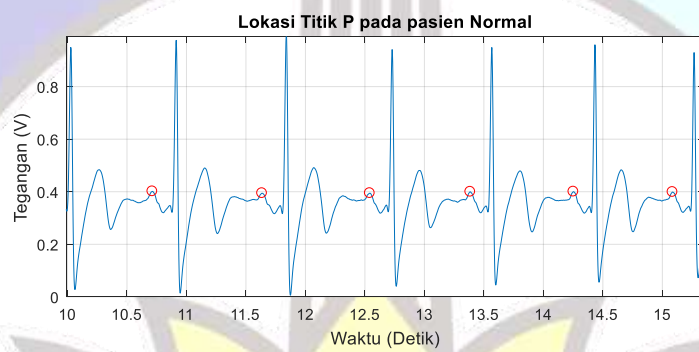
Tabel 4.4. Pengujian titik P dan titik T pada sinyal normal

Database	No	Jumlah titik P			Jumlah titik T		
		Program	View	Acc	Program	View	Acc
1	49	73	73	100.00%	73	73	100.00%
2	50	73	73	100.00%	73	73	100.00%
3	51	74	74	100.00%	74	74	100.00%
4	52	73	73	100.00%	73	73	100.00%
5	53	61	65	93.85%	61	66	92.42%
6	54	66	68	97.06%	66	67	98.51%
7	55	73	73	100.00%	73	73	100.00%
8	56	79	79	100.00%	79	79	100.00%
9	57	74	74	100.00%	74	74	100.00%
10	58	74	74	100.00%	74	74	100.00%
11	59	69	69	100.00%	69	69	100.00%
12	60	69	69	100.00%	69	69	100.00%
13	61	71	71	100.00%	71	71	100.00%
14	62	69	69	100.00%	69	69	100.00%
15	63	72	72	100.00%	72	72	100.00%
16	64	69	69	100.00%	69	69	100.00%
17	65	68	68	100.00%	68	68	100.00%
18	66	68	68	100.00%	68	68	100.00%
		rata-rata akurasi P = 99.49%			rata-rata akurasi T = 99.50%		

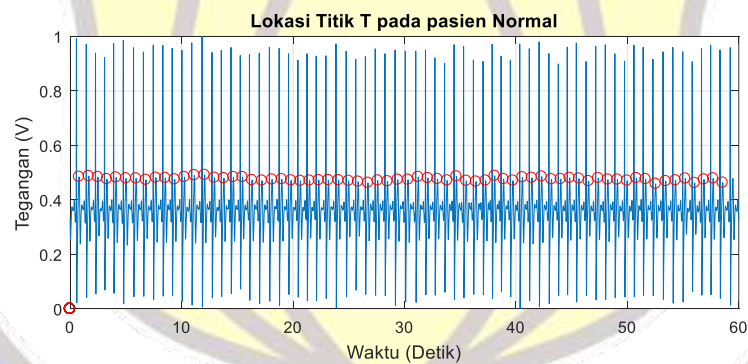
Tabel 4.4 menunjukkan bahwa akurasi titik P sebesar 99,49% dan akurasi titik T sebesar 99,50% pada pengujian basis data normal. Contoh sinyal yang menunjukkan pendeteksian titik P dapat dilihat pada gambar 4.7. yang diperbesar pada gambar 4.8., sedangkan contoh untuk pendeteksian titik T dapat dilihat pada gambar 4.9 yang diperbesar pada gambar 4.10.



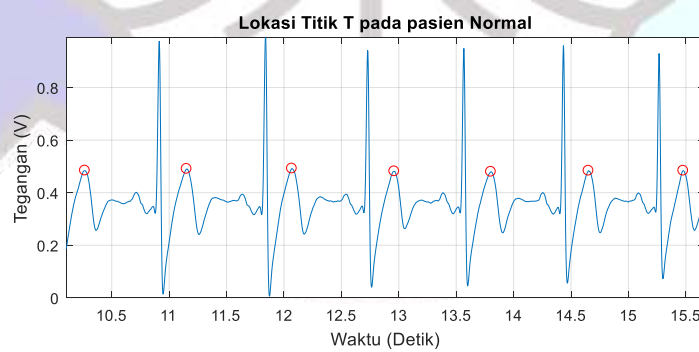
Gambar 4.7. Lokasi titik P pada pasien Normal



Gambar 4.8. Lokasi titik P pada pasien Normal yang diperbesar



Gambar 4.9. Lokasi titik T pada pasien Normal



Gambar 4.10. Lokasi titik T pada pasien Normal yang diperbesar

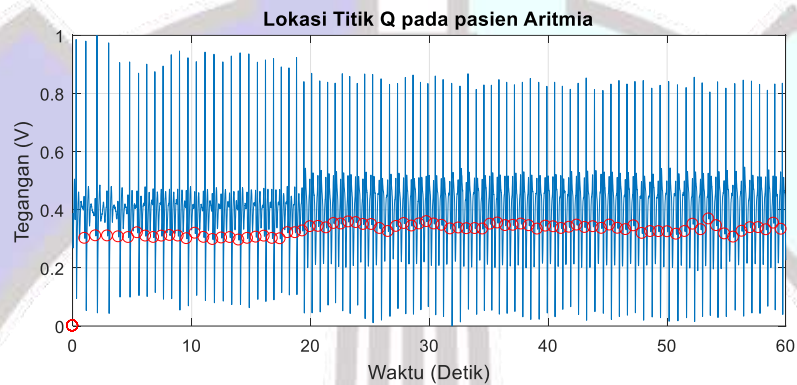
4.1.3 Pengujian deteksi Q dan S

Pengujian deteksi Q dan S menggunakan 48 data yang diambil dari MIT-BIH Arrhythmia Database. Pengujian ini dilakukan dengan teknik *windowing* yang telah dijelaskan pada Bab 3. Pengujian titik Q dan S bertujuan untuk mengetahui akurasi dari pencarian titik Q dan S. Hasil pengujian ditunjukkan oleh Tabel 4.5.

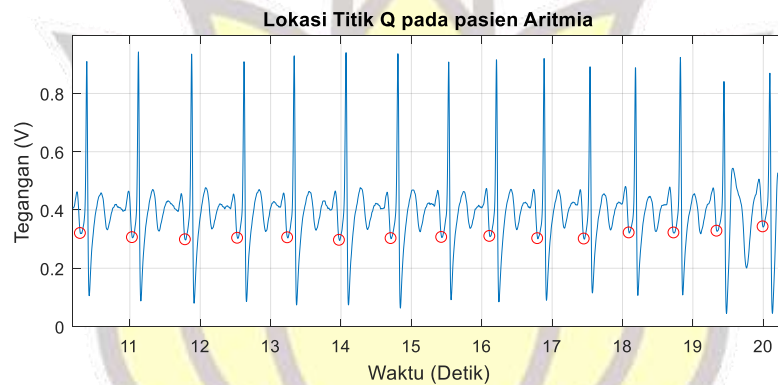
Tabel 4.5. Pengujian deteksi titik Q dan titik S

No urut pasien	Label pasien	Jumlah titik Q			Jumlah titik S			
		Program	View	Acc	Program	View	Acc	
1	100	73	74	98.65%	75	75	100.00%	
2	101	59	60	98.33%	60	60	100.00%	
3	102	72	74	97.30%	68	74	91.89%	
4	103	69	70	98.57%	70	70	100.00%	
5	104	75	79	94.94%	72	77	93.51%	
6	105	68	82	82.93%	83	83	100.00%	
7	106	61	62	98.39%	62	62	100.00%	
8	107	69	70	98.57%	64	71	90.14%	
9	108	36	59	61.02%	61	61	100.00%	
10	109	63	86	73.26%	62	86	72.09%	
11	111	50	70	71.43%	69	70	98.57%	
12	112	79	85	92.94%	85	85	100.00%	
13	113	60	62	96.77%	62	62	100.00%	
14	114	54	55	98.18%	55	55	100.00%	
15	115	66	67	98.51%	67	67	100.00%	
16	116	74	78	94.87%	78	78	100.00%	
17	117	53	56	94.64%	57	57	100.00%	
18	118	64	72	88.89%	71	72	98.61%	
19	119	60	66	90.91%	52	66	78.79%	
20	121	55	59	93.22%	58	58	100.00%	
21	122	65	66	98.48%	66	66	100.00%	
22	123	53	54	98.15%	56	56	100.00%	
23	124	52	53	98.11%	60	60	100.00%	
24	200	77	80	96.25%	81	81	100.00%	
25	201	87	89	97.75%	89	89	100.00%	
26	202	53	59	89.83%	59	60	98.33%	
27	203	71	91	78.02%	90	100	90.00%	
28	205	88	90	97.78%	89	89	100.00%	
29	207	54	68	79.41%	52	66	78.79%	
30	208	54	90	60.00%	90	90	100.00%	
31	209	94	95	98.95%	95	95	100.00%	
32	210	79	86	91.86%	79	85	92.94%	
33	212	86	87	98.85%	87	87	100.00%	
34	213	104	108	96.30%	109	109	100.00%	
35	214	52	76	68.42%	72	76	94.74%	
36	215	107	112	95.54%	112	112	100.00%	
37	217	72	73	98.63%	73	73	100.00%	
38	219	72	75	96.00%	73	75	97.33%	
39	220	68	69	98.55%	69	69	100.00%	
40	221	64	78	82.05%	77	77	100.00%	
41	222	70	74	94.59%	68	68	100.00%	
42	223	82	87	94.25%	87	90	96.67%	
43	228	67	68	98.53%	64	68	94.12%	
44	230	77	81	95.06%	82	82	100.00%	
45	231	59	61	96.72%	60	61	98.36%	
46	232	57	59	96.61%	58	59	98.31%	
47	233	90	102	88.24%	80	102	78.43%	
48	234	89	90	98.89%	90	90	100.00%	
		rata-rata akurasi Q			91.75%	rata-rata akurasi S		96.70%

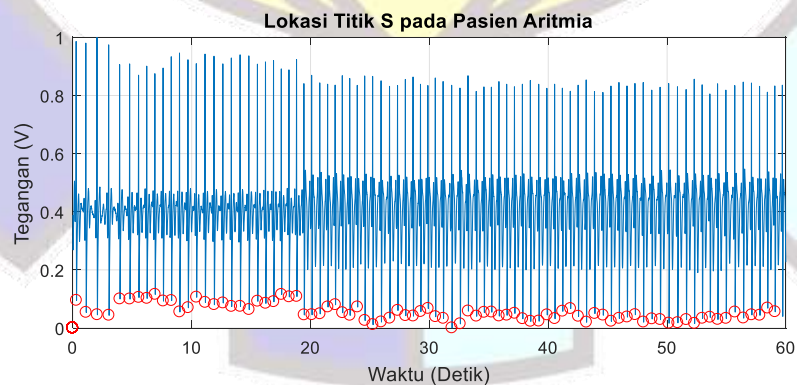
Tabel 4.4 menunjukkan bahwa akurasi titik Q sebesar 91.75% dan akurasi titik S sebesar 96.70% pada pengujian basis data aritmia. Contoh sinyal yang menunjukkan pendeteksian titik Q dapat dilihat pada gambar 4.11. yang diperbesar pada gambar 4.12., sedangkan contoh untuk pendeteksian titik S dapat dilihat pada gambar 4.13 yang diperbesar pada gambar 4.14.



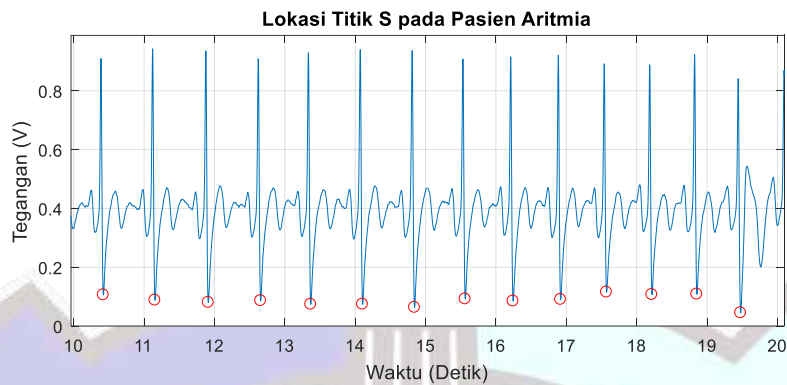
Gambar 4.11. Lokasi titik Q pada pasien aritmia



Gambar 4.12. Lokasi titik Q pada pasien aritmia yang diperbesar



Gambar 4.13. Lokasi titik S pada pasien aritmia



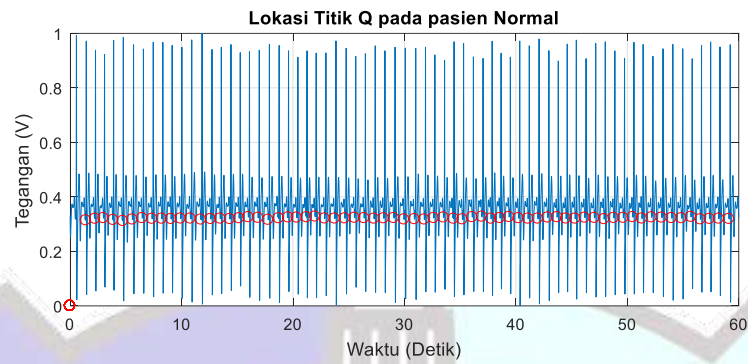
Gambar 4.14. Lokasi titik S pada pasien aritmia yang diperbesar

Pengujian deteksi Q dan S pada sinyal normal ditunjukkan pada Tabel 4.6 di bawah ini.

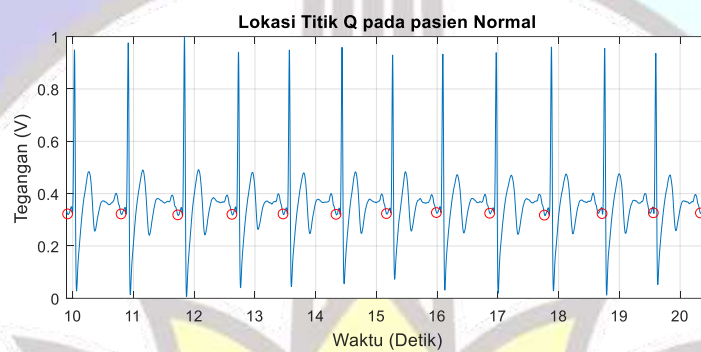
Tabel 4.6. Pengujian deteksi Q dan S pada sinyal Normal

Database	No	Jumlah titik Q			Jumlah titik S		
		Program	View	Acc	Program	View	Acc
1	49	73	73	100.00%	73	73	100.00%
2	50	73	73	100.00%	73	73	100.00%
3	51	74	74	100.00%	74	74	100.00%
4	52	73	73	100.00%	73	73	100.00%
5	53	61	67	91.04%	61	61	100.00%
6	54	66	66	100.00%	66	66	100.00%
7	55	73	73	100.00%	73	73	100.00%
8	56	79	79	100.00%	79	79	100.00%
9	57	74	74	100.00%	74	74	100.00%
10	58	74	74	100.00%	74	74	100.00%
11	59	69	69	100.00%	69	69	100.00%
12	60	69	69	100.00%	69	69	100.00%
13	61	71	71	100.00%	71	71	100.00%
14	62	69	69	100.00%	69	69	100.00%
15	63	72	72	100.00%	72	72	100.00%
16	64	69	69	100.00%	69	69	100.00%
17	65	68	68	100.00%	68	68	100.00%
18	66	68	68	100.00%	68	68	100.00%
		rata-rata akurasi Q = 99.50%			rata-rata akurasi S = 100.00%		

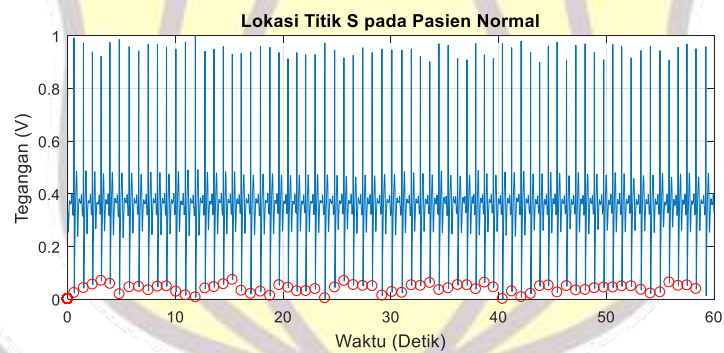
Tabel 4.4 menunjukkan bahwa akurasi titik Q sebesar 99,50% dan akurasi titik S sebesar 100% pada pengujian basis data normal. Contoh sinyal yang menunjukkan pendeteksian titik Q dapat dilihat pada gambar 4.15. yang diperbesar pada gambar 4.16., sedangkan contoh untuk pendeteksian titik T dapat dilihat pada gambar 4.17 yang diperbesar pada gambar 4.18.



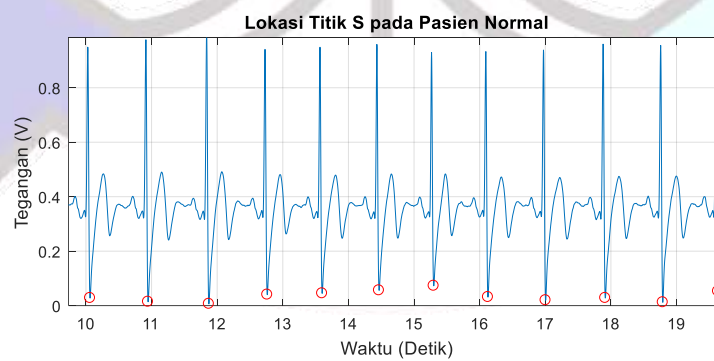
Gambar 4.15. Lokasi titik Q pada pasien Normal



Gambar 4.16. Lokasi titik Q pada pasien Normal yang diperbesar



Gambar 4.17. Lokasi titik S pada pasien Normal



Gambar 4.18. Lokasi titik Q pada pasien Normal yang diperbesar

4.2 Pengujian gejala aritmia

Pengujian gejala aritmia menggunakan 66 data berupa 48 data aritmia dan 18 data normal. Data aritmia dimulai dari nomor 1-48, sedangkan data normal dimulai dari 49-66. Fitur-fitur yang telah dikumpulkan diberi nomor 1-8, kemudian ditabelkan untuk mempermudah klasifikasi untuk gejala-gejala aritmia. Setiap fitur yang mendeteksi gejala aritmia ditandai dengan angka 1 dan fitur yang tidak mendeteksi gejala aritmia ditandai dengan angka 0. Hasil dari pengujian gejala aritmia ditunjukkan pada Tabel 4.7.

Tabel 4.7. Pengujian gejala aritmia

Data ke-	Fitur ke-								Data ke-	Fitur ke-							
	1	2	3	4	5	6	7	8		1	2	3	4	5	6	7	8
1	0	0	0	0	0	0	0	0	34	0	1	0	0	0	0	0	1
2	0	0	0	1	0	0	0	0	35	0	0	0	0	0	0	0	1
3	0	0	0	0	0	0	0	0	36	0	1	0	0	0	0	0	1
4	0	0	0	0	0	0	0	0	37	0	1	0	0	0	1	1	1
5	0	0	0	0	0	0	0	1	38	0	0	0	0	0	0	1	1
6	0	0	0	0	0	0	0	1	39	0	0	0	0	0	0	1	0
7	0	0	0	1	0	0	1	0	40	0	0	0	0	0	0	1	1
8	0	0	0	0	0	0	1	1	41	0	0	0	0	0	0	1	1
9	0	0	0	1	0	0	1	0	42	0	0	0	0	0	0	0	1
10	0	0	0	0	0	0	0	1	43	0	0	0	0	0	0	1	0
11	0	0	0	1	0	0	1	0	44	0	0	0	0	0	0	0	1
12	0	0	0	0	0	0	0	1	45	0	0	0	0	0	0	1	0
13	0	0	0	0	0	0	1	0	46	0	0	0	1	0	0	1	0
14	0	0	0	1	0	0	0	0	47	0	0	0	0	0	0	1	1
15	0	0	0	0	0	0	1	0	48	0	0	0	0	0	0	0	1
16	0	0	0	0	0	0	1	0	49	0	0	0	0	0	0	0	0
17	0	0	0	1	0	0	1	0	50	0	0	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0	1	0	51	0	0	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0	0	1	52	0	0	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0	1	0	53	0	0	0	0	0	0	0	0
21	0	0	0	0	0	0	0	1	54	0	0	0	0	0	0	0	0
22	0	0	0	1	0	0	1	0	55	0	0	0	0	0	0	0	0
23	0	0	0	1	0	0	0	0	56	0	0	0	0	0	0	0	0
24	0	0	0	0	0	0	1	1	57	0	0	0	0	0	0	0	0
25	0	0	0	0	0	0	1	1	58	0	0	0	0	0	0	0	0
26	0	0	0	1	0	0	1	0	59	0	0	0	0	0	0	0	0
27	0	0	0	0	0	0	1	1	60	0	0	0	0	0	0	0	0
28	0	0	0	0	0	0	0	1	61	0	0	0	0	0	0	0	0
29	0	0	0	1	0	0	1	1	62	0	0	0	0	0	0	0	0
30	0	0	0	1	0	0	1	1	63	0	0	0	0	0	0	0	0
31	0	0	0	0	0	0	0	1	64	0	0	0	0	0	0	0	0
32	0	0	0	0	0	0	1	1	65	0	0	0	0	0	0	0	0
33	0	0	0	0	0	0	0	1	66	0	0	0	0	0	0	0	0

Keterangan pada tabel 4.7 sebagai berikut:

Data ke- : data yang diambil pada basis data Physionet.org.

Fitur : fitur- fitur yang telah dikumpulkan untuk pengujian.

Nomor fitur pada pengujian ini diurutkan sebagai berikut:

Fitur 1: Sinyal P kurang dari 60,

Fitur 2: Sinyal P lebih dari 100 dan sinyal R lebih dari 100,

Fitur 3: Sinyal P lebih dari 150,

Fitur 4: Sinyal R kurang dari 60,

Fitur 5: Sinyal R lebih dari 100 dan sinyal P lebih dari 250,

Fitur 6: Sinyal R lebih dari 120,

Fitur 7: P-R interval lebih dari 0.20 detik,

Fitur 8: Interval R ganda.

Keterangan nilai pada kolom :

Nilai 0 = fitur tidak terdeteksi.

Nilai 1 = fitur terdeteksi.

4.3 Pengujian pengambilan keputusan

Pengujian pengambilan keputusan dilakukan menggunakan 66 data berupa 48 data aritmia dan 18 data normal. Data aritmia dimulai dari nomor 1-48, sedangkan data normal dimulai dari 49-66. Fitur-fitur yang telah dikumpulkan diberi nomor 1-8, kemudian ditabelkan untuk mempermudah klasifikasi untuk gejala-gejala aritmia. Setiap fitur yang mendeteksi gejala aritmia ditandai dengan angka 1 dan fitur yang tidak mendeteksi gejala aritmia ditandai dengan angka 0. Setelah kolom fitur memiliki nilai, kemudian menjumlahkan setiap fitur dalam satu baris pada basis data yang diambil. Jika total nilai fitur pada baris sebanyak 0, berarti pasien tersebut memiliki sinyal ECG normal, namun jika total nilainya 1 hingga mencapai 8, maka mengambil keputusan kalau orang tersebut memiliki gejala kecemasan yang berhubungan dengan aritmia. Hasil pengujian pengambilan keputusan ini ditunjukkan pada Tabel 4.8.

Tabel 4.8. Pengujian Pengambilan Keputusan

Data ke-	Fitur								Keputusan	Data ke-	Fitur								Keputusan
	1	2	3	4	5	6	7	8			1	2	3	4	5	6	7	8	
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	34	0	1	0	0	0	0	0	1	2
2	0	0	0	1	0	0	0	0	1	35	0	0	0	0	0	0	0	1	1
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	36	0	1	0	0	0	0	0	1	2
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	37	0	1	0	0	0	1	1	1	4
5	0	0	0	0	0	0	0	1	1	38	0	0	0	0	0	0	1	1	2
6	0	0	0	0	0	0	0	1	1	39	0	0	0	0	0	0	1	0	1
7	0	0	0	1	0	0	1	0	2	40	0	0	0	0	0	0	1	1	2
8	0	0	0	0	0	0	1	1	2	41	0	0	0	0	0	0	1	1	2
9	0	0	0	1	0	0	1	0	2	42	0	0	0	0	0	0	0	1	1
10	0	0	0	0	0	0	0	1	1	43	0	0	0	0	0	0	1	0	1
11	0	0	0	1	0	0	1	0	2	44	0	0	0	0	0	0	0	1	1
12	0	0	0	0	0	0	0	1	1	45	0	0	0	0	0	0	1	0	1
13	0	0	0	0	0	0	1	0	1	46	0	0	0	1	0	0	1	0	2
14	0	0	0	1	0	0	0	0	1	47	0	0	0	0	0	0	1	1	2
15	0	0	0	0	0	0	1	0	1	48	0	0	0	0	0	0	0	1	1
16	0	0	0	0	0	0	1	0	1	49	0	0	0	0	0	0	0	0	0
17	0	0	0	1	0	0	1	0	2	50	0	0	0	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0	1	0	1	51	0	0	0	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0	0	1	1	52	0	0	0	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0	1	0	1	53	0	0	0	0	0	0	0	0	0
21	0	0	0	0	0	0	0	1	1	54	0	0	0	0	0	0	0	0	0
22	0	0	0	1	0	0	1	0	2	55	0	0	0	0	0	0	0	0	0
23	0	0	0	1	0	0	0	0	1	56	0	0	0	0	0	0	0	0	0
24	0	0	0	0	0	0	1	1	2	57	0	0	0	0	0	0	0	0	0
25	0	0	0	0	0	0	1	1	2	58	0	0	0	0	0	0	0	0	0
26	0	0	0	1	0	0	1	0	2	59	0	0	0	0	0	0	0	0	0
27	0	0	0	0	0	0	1	1	2	60	0	0	0	0	0	0	0	0	0
28	0	0	0	0	0	0	0	1	1	61	0	0	0	0	0	0	0	0	0
29	0	0	0	1	0	0	1	1	3	62	0	0	0	0	0	0	0	0	0
30	0	0	0	1	0	0	1	1	3	63	0	0	0	0	0	0	0	0	0
31	0	0	0	0	0	0	0	1	1	64	0	0	0	0	0	0	0	0	0
32	0	0	0	0	0	0	1	1	2	65	0	0	0	0	0	0	0	0	0
33	0	0	0	0	0	0	0	1	1	66	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Keterangan pada tabel 4.8 sebagai berikut:

Data ke- : data yang diambil pada basis data Physionet.org.

Fitur : fitur- fitur yang telah dikumpulkan untuk pengujian.

Nomor fitur pada pengujian ini diurutkan sebagai berikut:

Fitur 1: Sinyal P kurang dari 60,

Fitur 2: Sinyal P lebih dari 100 dan sinyal R lebih dari 100,

Fitur 3: Sinyal P lebih dari 150,

Fitur 4: Sinyal R kurang dari 60,

Fitur 5: Sinyal R lebih dari 100 dan sinyal P lebih dari 250,

Fitur 6: Sinyal R lebih dari 120,

Fitur 7: P-R interval lebih dari 0.20 detik,

Fitur 8: Interval R ganda.

Keterangan nilai pada kolom :

Nilai 0 = fitur tidak terdeteksi.

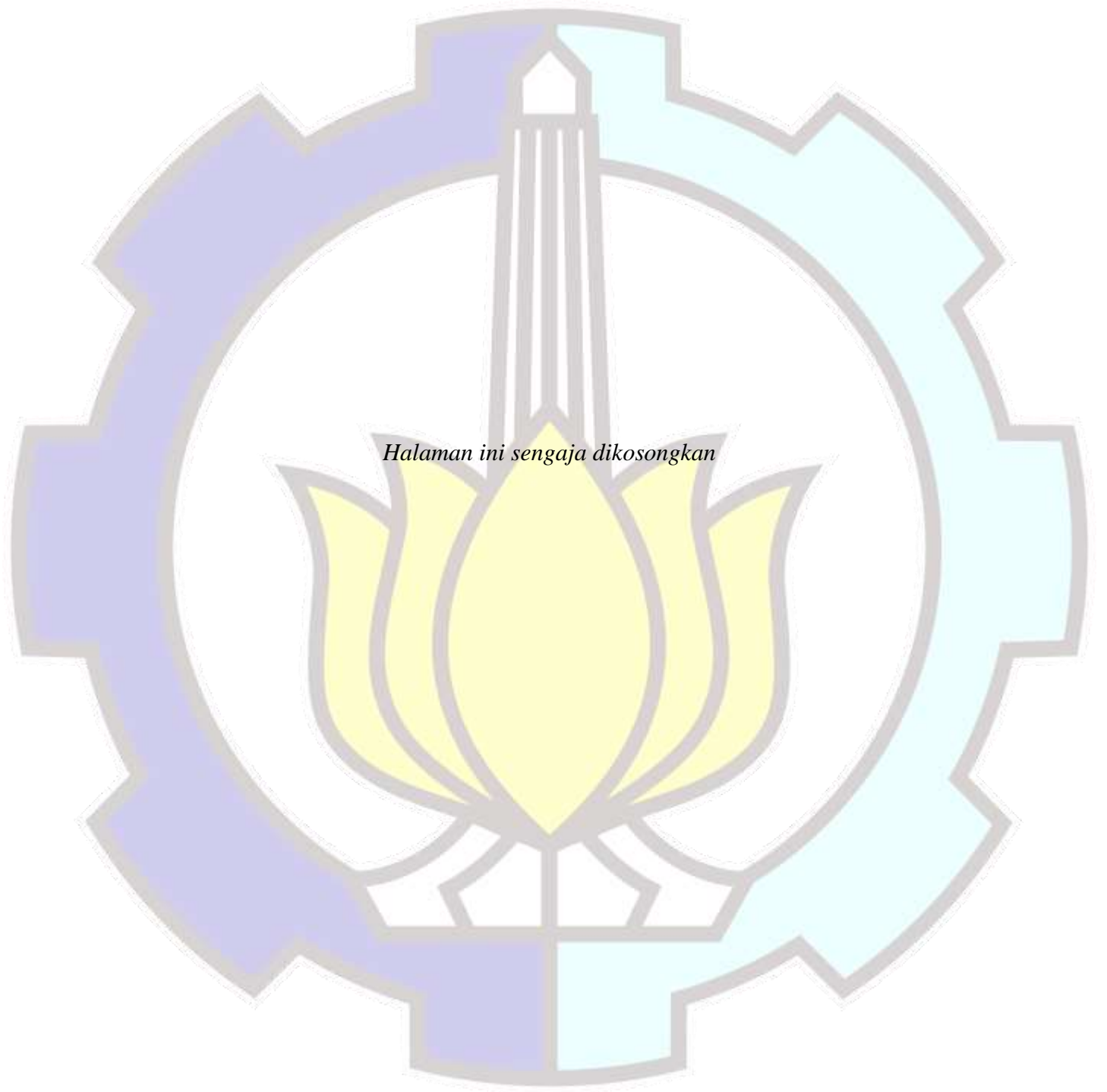
Nilai 1 = fitur terdeteksi.

Keterangan pada kolom keputusan:

0 = Normal

1 – 8 = adanya gejala kecemasan yang berhubungan dengan Aritmia

Pada Tabel 4.8 di atas ditunjukkan hasil penjumlahan fitur pada setiap basis data. Hasil penjumlahan yang bernilai 0 menunjukkan bahwa data tersebut merupakan data ECG yang tidak mengalami gejala kecemasan, sedangkan hasil penjumlahan yang bernilai 1 atau lebih, menunjukkan data tersebut merupakan data ECG yang mengalami gangguan kecemasan. Pengujian pada sinyal aritmia memiliki nilai 1 atau lebih sebanyak 45 buah dan nilai 0 sebanyak 3 buah. Berdasarkan hal tersebut, ketelitian pengujian pengambilan keputusan untuk sinyal aritmia sebesar $45/48 \times 100\% = 93\%$. Pengujian pada sinyal normal sebanyak 18 data, memiliki hasil yang bernilai 0 sebanyak 18 data juga. Jadi ketelitian untuk sinyal normal ini sebesar 100%. Total akurasi pengujian ini sebesar 95,4%.



Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 5

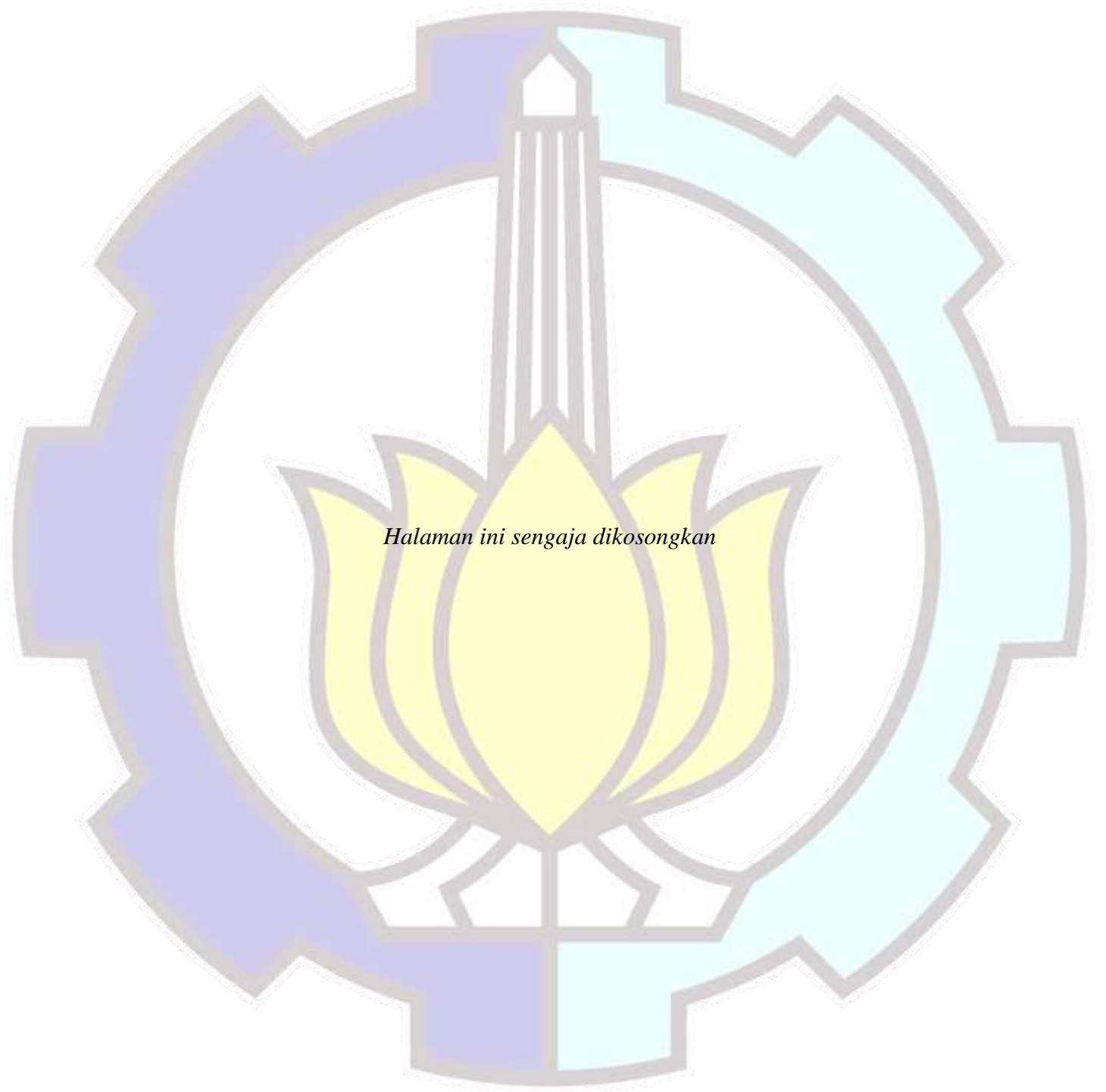
KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

1. Hasil uji coba pada basis data physionet.org menunjukkan bahwa 8 fitur aritmia yang diusulkan pada tesis ini sesuai dan tepat jika digunakan untuk mendeteksi/klasifikasi sinyal ECG aritmia atau bukan.
2. Akurasi yang diperoleh pada tesis ini adalah 95,45% dengan jumlah ECG aritmia 48 dan normal 18.

5.2 Saran

Penelitian selanjutnya diharapkan metode klasifikasi ini dikembangkan menjadi pengenalan ECG seseorang dan menentukan apakah orang tersebut mengalami kecemasan atau tidak



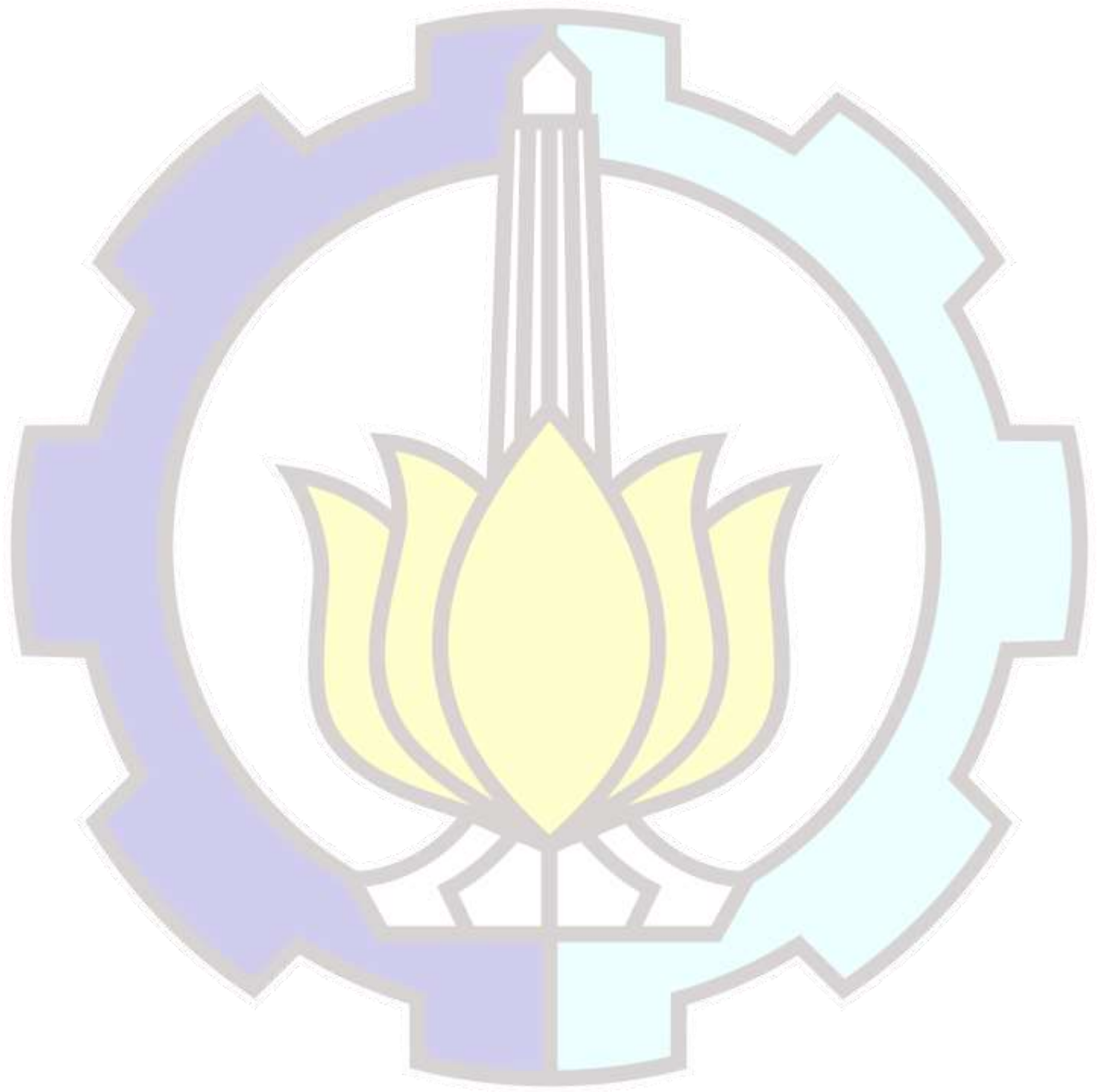
Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR PUSTAKA

- [1] W. Wen, G. Liu, Z.-H. Mao, W. Huang, X. Zhang, H. Hu, J. Yang dan a. W. Jia, "Toward Constructing a Real-time Social Anxiety Evaluation System: Exploring Effective Heart Rate Features," *IEEE Transactions on Affective Computing*, pp. 1-11, 2017.
- [2] S. Chaudhury, R. Saini, A. K. Bakhla dan J. Singh⁴, "Depression and Anxiety following Coronary Artery Bypass Graft: Current Indian Scenario," *Cardiology Research and Practice*, vol. Volume 2016, pp. 1-6, 2016.
- [3] G. Ranganathan, R. Rangarajan dan V. Bindhu, "Evaluation of ECG Signals for Mental Stress Assessment using Fuzzy Technique," *International Journal of Soft Computing and Engineering (IJSCE)*, pp. 195-201, 2011.
- [4] K. Yuenyongchaiwat, I. I. S. Baker dan D. Sheffield, "Symptoms of anxiety and depression are related to cardiovascular responses to active, but not passive coping tasks," *Revista Brasileira de Psiquiatria*, pp. 110-117, 2017.
- [5] R. C. Thurston, M. Rewakd dan L. D. Kubzansky, "An Anxious Heart: Anxiety and the Onset of Cardiovascular Diseases," *Progress in Cardiovascular Disease*, pp. 524-537, 2013.
- [6] T. Lin dan S. Tian, "An ECG Signal Processing System Based on MATLAB and MIT-BIH," *Recent Advances in CSIE 2011, LNEE 125*, p. 787-792., 2012.
- [7] L. T.S., "Biometric human identification based on electrocardiogram," [Master's thesis] Faculty of Computing Technologies and Informatics, Electrotechnical University "LETI", Saint-Petersburg, Russian Federation, 2005.
- [8] R. C, Barros, A. C. d. Carvalho dan A. A. Freitas, Automatic Design of Decision-Tree Induction Algorithms, Springer Cham Heidelberg New York Dordrecht London: springer, 2015.
- [9] A. Mert, N. Kilic dan A. Akan, "Ecg Signal Classification Using Ensemble Decision Tree," dalam *16th International Research/Expert Conference "Trends in the Development of Machinery and Associated Technology"*, Dubai, 2012.
- [10] M. S. Guangyu Bin¹, G. Bin, J. Huang, D. Zheng dan S. Wu, "Detection of Atrial Fibrillation Using Decision Tree Ensemble," dalam *2017 Computing in Cardiology (CinC)*, Rennes, 2017.
- [11] J. Moeyersons, C. Varon, D. Testelmans, B. Buyse dan S. V. Huffel, "ECG Artefact Detection Using Ensemble Decision Trees," dalam *2017 Computing in Cardiology (CinC)*, Rennes, 2017.

- [12] S. Tsang, B. Kao, K. Y. Yip, W.-S. Ho dan S. D. Lee, "Decision Trees for Uncertain Data," *IEEE Transactions on Knowledge and Data Engineering*, vol. 23, no. 1, pp. 64-78, 2011.
- [13] S. S. Gavankar dan S. D. Sawarkar, "Eager Decision Tree," dalam *2nd International Conference for Convergence in Technology (I2CT)*, Mumbai, 2017.
- [14] American Psychiatric Association, *Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders, Fifth Edition.*, Arlington, VA: American Psychiatric Association, 2013.
- [15] S. Kan, J. Nan, C. Xuefeng, W. Zhen, G. Jing dan H. Weipeng, "College Students' Social Anxiety Associated with Stress and Mental Health," *2010 IEEE 2nd Symposium on Web Society*, pp. 603-607, 2010.
- [16] V. Shusterman dan a. R. Lampert, "Role of Stress in Cardiac Arrhythmias," *Journal of Atrial Fibrillation*, vol. 5, no. 6, pp. 74-83, 2013.
- [17] R. Lampert, L. Jamner, M. Burg, J. Dziura, C. Brandt, H. Liu, F. Li, T. Donovan dan R. Soufer, "Triggering of symptomatic atrial fibrillation by negative emotion," *Journal of The American College of Cardiology*, vol. 66, no. 14, pp. 1533-1534, 2014.
- [18] S. D. Kreibig, "Autonomic nervous system activity in emotion: A review," *Biological Psychology*, p. 394-421, 2010.
- [19] J. Parak dan J. Havlik, "ECG Signal Processing and Heart Rate Frequency Detection Methods," dalam *Technical Computing 2011*, Prague, 2011.
- [20] Y. S. Hariyani, I. M. k. Wardhana dan S. Hadiyoso, "Deteksi dan Klasifikasi Kelainan Jantung Berdasarkan Sinyal Elektrokardiograf," dalam *Seminar Nasional "Science Engineering and Technology"*, Malang, 2012.
- [21] Q. Qin, J. Li, Y. Yue dan a. C. Liu, "An Adaptive and Time-Efficient ECG R-Peak Detection Algorithm," *Journal of Healthcare Engineering*, vol. 2017, pp. 1-14, 2017.
- [22] B. K. Rehman, A. Kumar dan P. Sharma, "A Novel Approach for R-Peak Detection in The Electrocardiogram (ECG) Signal," *ARPJ Journal of Engineering and Applied Sciences*, vol. 11, pp. 13500-13503, December 2016.
- [23] M. Ponnusamy dan S. M, "Detecting and classifying ECG abnormalities using a multi model methods," *Biomedical Research India 2017 special issue*, no. Special Issue: S81-S89, pp. s81-s89, 2017.

- [24] O. M. Wani, "Signal Processing of Stress Test ECG using MATLAB," *International Journal of Engineering Research & Technology (IJERT)*, vol. 6, no. 8, pp. 175-183, August 2017.
- [25] M. Umer, B. A. Bhatti, M. H. Tariq, M. Zia-ul-Hassan, M. Y. Khan dan T. Zaidi, "Electrocardiogram Feature Extraction and Pattern Recognition Using a Novel Windowing Algorithm," *Advances in Bioscience and Biotechnology*, vol. 2014, no. 5, pp. 886-894, 2014.
- [26] B. Khelil, A. Kachouri, M. B. M. Ghariani dan Hamadi, "P Wave Analysis in ECG Signals using Correlation for Arrhythmias Detection," *Fourth International Multi-Conference on Systems, Signals & Devices*, 2007.
- [27] E. Alpaydin, *Introduction to Machine Learning*, London: The MIT Press, 2014.
- [28] J. W. G. Putra, *Pengenalan Pembelajaran Mesin dan Deep Learning*, Tokyo: Self Published, 2018.
- [29] M. L. S. T. M. D., *THE ONLY EKG BOOK YOU'LL EVER NEED*, sth Ed, USA, 2007.
- [30] M. Robert O. Bonow, "Specific Arrhythmias: Diagnosis and Treatment," dalam *Braunwald's Heart Disease a Textbook of Cardiovascular Medicine 9th*, Philadelphia, Elsevier Saunders, 2012, p. 771.
- [31] M. S. Thaler, *THE ONLY EKG BOOK YOU'LL EVER NEED*, 5th Ed. alih bahasa, A. Samik Wahab, jakarta: Penerbit Buku Kedokteran EGC, 2009.
- [32] Universitas Indonesia, *Buku Praktis Kardiologi*, Jakarta: Fakultas Kedokteran Universitas Indonesia, 2014.
- [33] T. B. shalini dan V. L., "Emotion Detection in Human Beings Using ECG Signals," *International Journal of Engineering Trends and Technology (IJETT)*, vol. 41, no. 5, pp. 1337-1342, 2013.
- [34] H. Feldman, "A Guide to Reading and Understanding the EKG," New York University School of Medicine, New York, 1999.
- [35] A. Nazmah, *Cara Praktis & Sistematis Belajar Membaca EKG*, Jakarta: Elex Media Komputindo, 2011.
- [36] Z. Bao, *Investigation of New ECG Amplifier Circuits and Heart Rate*, London: Master Thesis, Medical Electronics and Physics, Dept. of Engineering, University of London, 2003.



LAMPIRAN

Program untuk klasifikasi fitur:

```
close all;clear;clc;
load('vargab.mat');
t=1:1:21600;
Rspace(66,500)=0;
invsig(66,21600)=0;
coba = 360*50;
ValRspace = zeros(66,500);
LocRspace = zeros(66,500);
ValSspace = zeros(66,500);
LocSspace = zeros(66,500);
ValPspace = zeros(66,500);
LocPspace = zeros(66,500);
ValTspace = zeros(66,500);
LocTspace = zeros(66,500);
ValQspace = zeros(66,500);
LocQspace = zeros(66,500);
CTlokasi = [];
Ppuncak = [];
fitur7c = 0;
fitur7 = 0;
fitur8c = 0;
fitur8 = 0;

for a=1:66
    %% Mengenolakan semua value
    % menghilangkan bug untuk nilai sebelumnya yang
    lebih panjang di isikan
    % ke nilai setelahnya yang kemungkinan lebih pendek

    puncak(1:140) = 0;
    lokasi(1,140) = 0;
    invpuncak(1,140) = 0;
    invlokasi(1,140) = 0;
    FPlokasi(1:140) = 0;
    FPpuncak(1:140) = 0;
    FTlokasi(1:140) = 0;
    FTPuncak(1:140) = 0;
    Qlokasi(1:140) = 0;
    Qpuncak(1:140) = 0;
    Spuncak(1:140) = 0;
    Slokasi(1:140) = 0;
    fitur7c = 0;
    fitur7 = 0;
```

```

fitur8c = 0;
fitur8 = 0;

%% mencari R pada sinyal

maks = max(var(a,:));
[puncak1
lokasi1]=findpeaks(var(a,:),t,'MINPEAKHEIGHT',(0.5*maks),
'MinPeakDistance',(1/360*coba));
[puncak2
lokasi2]=findpeaks(var(a,:),t,'MINPEAKHEIGHT',(0.55*maks),
'MinPeakDistance',(1/360*coba));
[puncak3
lokasi3]=findpeaks(var(a,:),t,'MINPEAKHEIGHT',(0.6*maks),
'MinPeakDistance',(1/360*coba));
[puncak4
lokasi4]=findpeaks(var(a,:),t,'MINPEAKHEIGHT',(0.65*maks),
'MinPeakDistance',(1/360*coba));
[puncak5
lokasi5]=findpeaks(var(a,:),t,'MINPEAKHEIGHT',(0.7*maks),
'MinPeakDistance',(1/360*coba));
[puncak6
lokasi6]=findpeaks(var(a,:),t,'MINPEAKHEIGHT',(0.75*maks),
'MinPeakDistance',(1/360*coba));
[puncak7
lokasi7]=findpeaks(var(a,:),t,'MINPEAKHEIGHT',(0.8*maks),
'MinPeakDistance',(1/360*coba));

puncak = puncak1;
lokasi = lokasi1;

if ((length(puncak1) > length(puncak2)) &
(length(puncak2) > 20))
    puncak = puncak2;
    lokasi = lokasi2;
end

if ((length(puncak2) > length(puncak3)) &
(length(puncak3) > 25))
    puncak = puncak3;
    lokasi = lokasi3;
end

if ((length(puncak3) > length(puncak4)) &
(length(puncak4) > 50))
    puncak = puncak4;
    lokasi = lokasi4;
end

```



```

    if ((length(puncak4) > length(puncak5)) &
(length(puncak5) > 55))
        puncak = puncak5;
        lokasi = lokasi5;
    end

    if ((length(puncak5) > length(puncak6)) &
(length(puncak6) > 60))
        puncak = puncak6;
        lokasi = lokasi6;
    end

    if ((length(puncak6) > length(puncak7)) &
(length(puncak7) > 50))
        puncak = puncak7;
        lokasi = lokasi7;
    end

    %% Mencoba deteksi sinyal P dan T
    % 30112018 masih error karena Tlokasi tidak ter
record
    % 02122018 error 30112018 done
    % 03122018 bug titik P dan T lokasi tidak cocok
akibat ceil

    for k=1:length(lokasi)
        if k+1 < (length(lokasi) + 1)
            c11 =
ceil(lokasi(k)+((15/100)*(lokasi(k+1)-lokasi(k))));
            c12 = ceil(lokasi(k+1)-
((5/100)*(lokasi(k+1)-lokasi(k))));
            distance = c11 + ceil((c12 - c11) / 2);
            [PTpuncak PTlokasi] =
max(var(a, (c11:c12)));
            PTlokasi = PTlokasi + c11;

            if PTlokasi > distance | PTlokasi ==
distance
                FPpuncak(k) = PTpuncak;
                FPlokasi(k) = PTlokasi - 1;
                [Tpuncak Tlokasi] =
max(var(a, (c11:distance)));
                FTlokasi(k) = (Tlokasi + c11) - 1;
                FTpuncak(k) = Tpuncak;
            end

            if PTlokasi < distance

```

```

        FTpuncak(k) = PTPuncak;
        FTlokasi(k) = PTlokasi - 1;
        [Ppuncak Plokasi] =
max(var(a, (distance:cl2)));
        FPlokasi(k) = (distance + Plokasi) - 1;
        FPPuncak(k) = Ppuncak;
    end
end
end

%% Mencoba deteksi sinyal Q

for k=1:length(lokalasi)
    if k+1 < (length(lokalasi) + 1)
        [CQPuncak CQlokasi] =
min(var(a, (FPlokasi(k):lokasi(k+1))));
        Qpuncak(k) = CQPuncak;
        Qlokasi(k) = (FPlokasi(k) + CQlokasi) - 1;
    end
end

%% mencari s dari sinyal
% ide menambahkan nilai length minimum untuk
menghilangkan bug gambar S
% yang tidak terdeteksi

for n=1:(length(lokalasi)-1)
    [invpuncak invlokasi] =
min(var(a, (lokasi(n):FTlokasi(n))));
    Spuncak(n) = invpuncak;
    Slokasi(n) = (lokasi(n) + invlokasi) - 1;
end

%% Membuat ruang nilai sinyal dan lokasi
ValRSpace(a,:) = [puncak zeros(1,500-
length(puncak))];
LocRSpace(a,:) = [lokasi zeros(1,500-
length(lokalasi))];
ValSSpace(a,:) = [Spuncak zeros(1,500-
length(Spuncak))];
LocSSpace(a,:) = [Slokasi zeros(1,500-
length(Slokasi))];
ValPSpace(a,:) = [FPPuncak zeros(1,500-
length(FPPuncak))];
LocPSpace(a,:) = [FPlokasi zeros(1,500-
length(FPlokasi))];
ValTSpace(a,:) = [FTpuncak zeros(1,500-
length(FTpuncak))];

```

```

    LocTSpace(a,:) = [FTlokasi zeros(1,500-length(FTlokasi))];
    ValQSpace(a,:) = [Qpuncak zeros(1,500-length(Qpuncak))];
    LocQSpace(a,:) = [Qlokasi zeros(1,500-length(Qlokasi))];

    %% Code Arrhythmia Feature

    lokP(a,:)=nnz(LocPSpace(a,:));
    lokQ(a,:)=nnz(LocQSpace(a,:));
    lokR(a,:)=nnz(LocRSpace(a,:));
    lokS(a,:)=nnz(LocSSpace(a,:));
    lokT(a,:)=nnz(LocTSpace(a,:));
    % fitur 1 sinyal P kurang dari 60
    if lokP(a,:) < 60
        feature_status(a,1) = 1;
    end

    % fitur 2 sinyal P lebih dari 100 dan sinyal R lebih dari 100
    if lokP(a,:) > 100 & lokR(a,:) > 100
        feature_status(a,2) = 1;
    end

    % fitur 3 sinyal P lebih dari 150
    if lokP(a,:) > 150
        feature_status(a,3) = 1;
    end

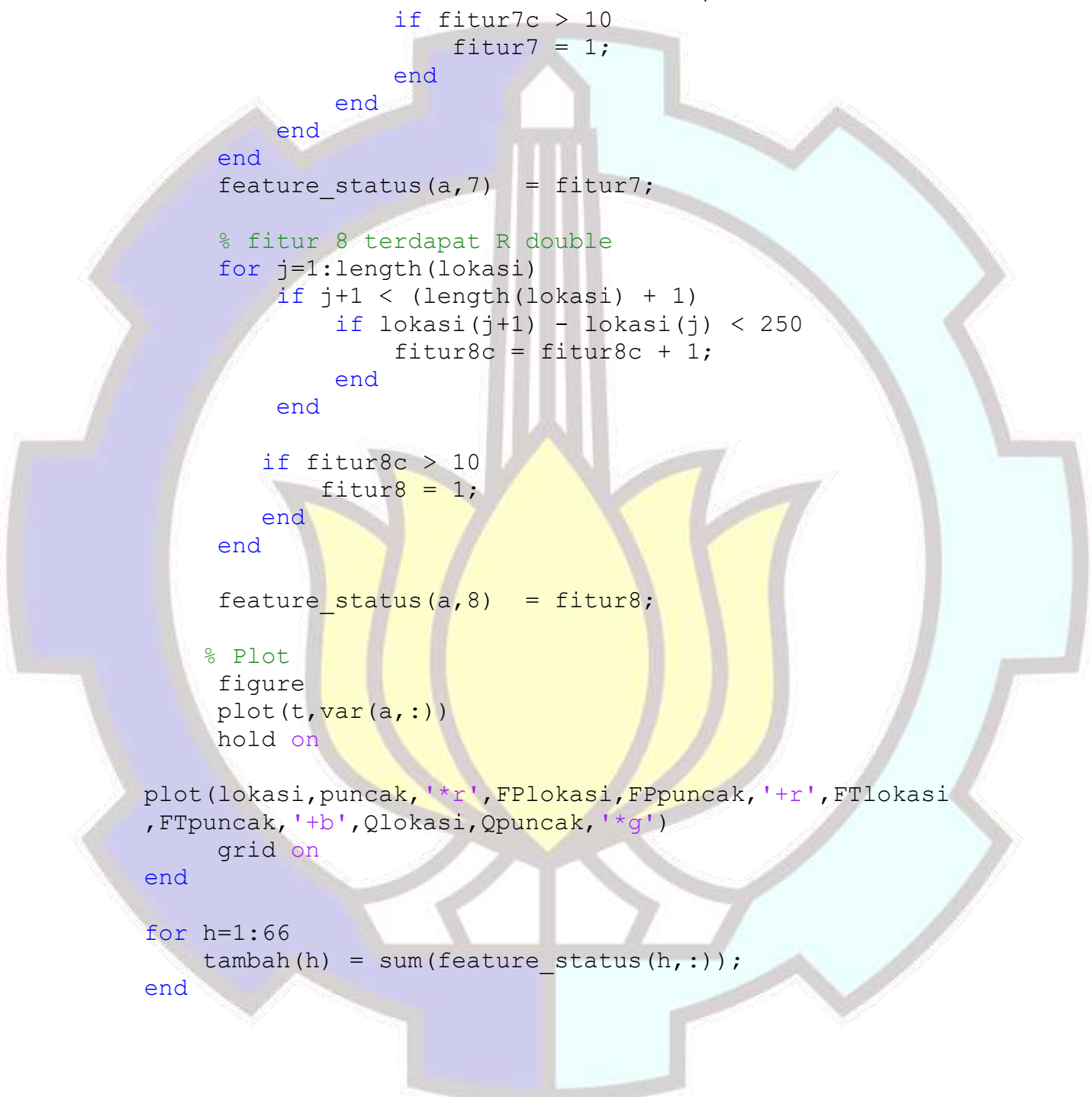
    % fitur 4 sinyal R kurang dari 60
    if lokR(a,:) < 60
        feature_status(a,4) = 1;
    end

    % fitur 5 sinyal R lebih dari 100 dan sinyal P lebih dari 250
    if length(FPlokasi) > 250 & length(lokasi) > 100
        feature_status(a,5) = 1;
    end

    % fitur 6 sinyal R lebih dari 120
    if length(lokasi) > 120
        feature_status(a,6) = 1;
    end

    % fitur 7 P-R interval lebih dari 0.2s
    for j=1:length(lokasi)

```



```

if j+1 < (length(lokalasi) + 1)
    PR(a,j) = lokalasi(j+1) - FPlokalasi(j);
    if PR(a,j) > 72
        fitur7c = fitur7c + 1;
        if fitur7c > 10
            fitur7 = 1;
        end
    end
end
end
feature_status(a,7) = fitur7;

% fitur 8 terdapat R double
for j=1:length(lokalasi)
    if j+1 < (length(lokalasi) + 1)
        if lokalasi(j+1) - lokalasi(j) < 250
            fitur8c = fitur8c + 1;
        end
    end

    if fitur8c > 10
        fitur8 = 1;
    end
end
feature_status(a,8) = fitur8;

% Plot
figure
plot(t,var(a,:))
hold on

plot(lokalasi,puncak, '*r',FPlokalasi,FPpuncak, '+r',FTlokalasi
,FTpuncak, '+b',Qlokalasi,Qpuncak, '*g')
grid on
end

for h=1:66
    tambah(h) = sum(feature_status(h,:));
end

```


Program pencarian puncak R:

```
close all;clear;clc;
load('ecg_offset_norm.mat')
load('vNormal')
T=1/360:1/360:60;
t=1:1:21600;
coba = 360*50;
ValRSpace = zeros(48,140);
LocRSpace = zeros(48,140);

CTlokasi = [];
Ppuncak = [];
feature_status(48,13) = 0;

%% program utama
for a=1:1

    puncak(1:140) = 0;
    lokasi(1,140) = 0;

    %% mencari R pada sinyal

    maks = max(ecgOffsetNorm(a,:));
    [puncak1
    lokasi1]=findpeaks(ecgOffsetNorm(a,:),t,'MINPEAKHEIGHT',(0.5
    *maks),'MinPeakDistance',(1/360*coba));
    [puncak2
    lokasi2]=findpeaks(ecgOffsetNorm(a,:),t,'MINPEAKHEIGHT',(0.5
    5*maks),'MinPeakDistance',(1/360*coba));
    [puncak3
    lokasi3]=findpeaks(ecgOffsetNorm(a,:),t,'MINPEAKHEIGHT',(0.6
    *maks),'MinPeakDistance',(1/360*coba));
    [puncak4
    lokasi4]=findpeaks(ecgOffsetNorm(a,:),t,'MINPEAKHEIGHT',(0.6
    5*maks),'MinPeakDistance',(1/360*coba));
    [puncak5
    lokasi5]=findpeaks(ecgOffsetNorm(a,:),t,'MINPEAKHEIGHT',(0.7
    *maks),'MinPeakDistance',(1/360*coba));
    [puncak6
    lokasi6]=findpeaks(ecgOffsetNorm(a,:),t,'MINPEAKHEIGHT',(0.7
    5*maks),'MinPeakDistance',(1/360*coba));
    [puncak7
    lokasi7]=findpeaks(ecgOffsetNorm(a,:),t,'MINPEAKHEIGHT',(0.8
    *maks),'MinPeakDistance',(1/360*coba));

    puncak = puncak1;
    lokasi = lokasi1;

    if ((length(puncak1) > length(puncak2)) &
    (length(puncak2) > 20))
        puncak = puncak2;
```

```

        lokasi = lokasi2;
    end

    if ((length(puncak2) > length(puncak3)) &
        (length(puncak3) > 25))
        puncak = puncak3;
        lokasi = lokasi3;
    end

    if ((length(puncak3) > length(puncak4)) &
        (length(puncak4) > 50))
        puncak = puncak4;
        lokasi = lokasi4;
    end

    if ((length(puncak4) > length(puncak5)) &
        (length(puncak5) > 55))
        puncak = puncak5;
        lokasi = lokasi5;
    end

    if ((length(puncak5) > length(puncak6)) &
        (length(puncak6) > 60))
        puncak = puncak6;
        lokasi = lokasi6;
    end

    if ((length(puncak6) > length(puncak7)) &
        (length(puncak7) > 50))
        puncak = puncak7;
        lokasi = lokasi7;
    end

    %% Plot
    Rlok(a,:) = lokasi(a,:)/360;
    figure
    plot(T,ecgOffsetNorm(a,:));hold on
    xlabel('Time (Second)'); ylabel('Amplitude (V)');
    title('Lokasi Titik P, Q, R, S, dan T')
    plot(Rlok,puncak,'or')

    grid on
end

```

Program mencari titik P dan T:

```
for k=1:length(lokalasi)
    if k+1 < (length(lokalasi) + 1)
        cl1 = ceil(lokalasi(k)+((15/100)*(lokalasi(k+1)-
        lokalasi(k))));
        cl2 = ceil(lokalasi(k+1)-((5/100)*(lokalasi(k+1)-
        lokalasi(k))));
        distance = cl1 + ceil((cl2 - cl1) / 2);
        [PTpuncak PTlokasi] =
        max(ecgOffsetNorm(a, (cl1:cl2)));
        PTlokasi = PTlokasi + cl1;

        if PTlokasi > distance | PTlokasi == distance
            FPPuncak(k) = PTpuncak;
            FPlokasi(k) = PTlokasi - 1;
            [Tpuncak Tlokasi] =
            max(ecgOffsetNorm(a, (cl1:distance)));
            FTlokasi(k) = (Tlokasi + cl1) - 1;
            FTPuncak(k) = Tpuncak;
        end

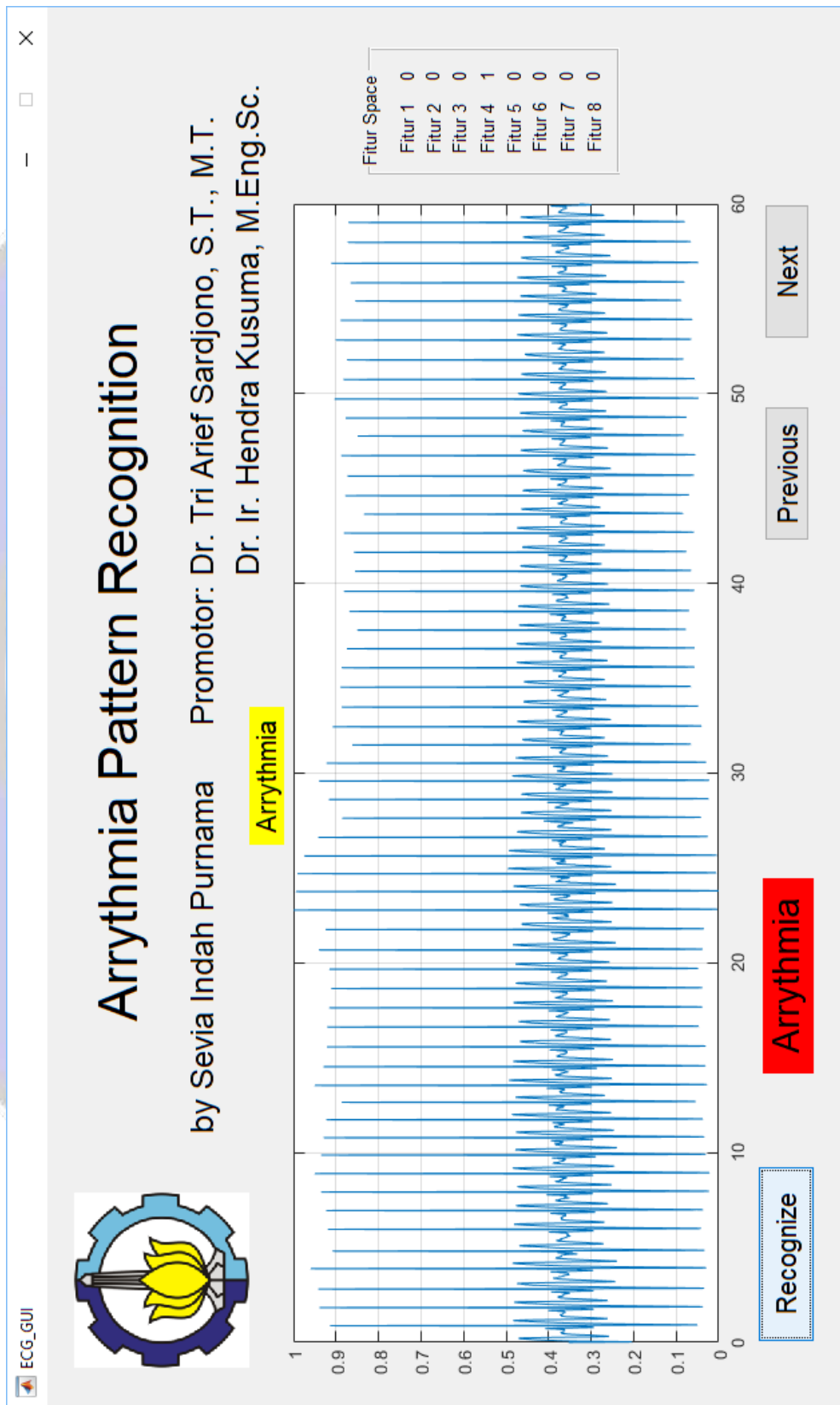
        if PTlokasi < distance
            FTPuncak(k) = PTpuncak;
            FTlokasi(k) = PTlokasi - 1;
            [Ppuncak Plokasi] =
            max(ecgOffsetNorm(a, (distance:cl2)));
            FPlokasi(k) = (distance + Plokasi) - 1;
            FPPuncak(k) = Ppuncak;
        end
    end
end
```

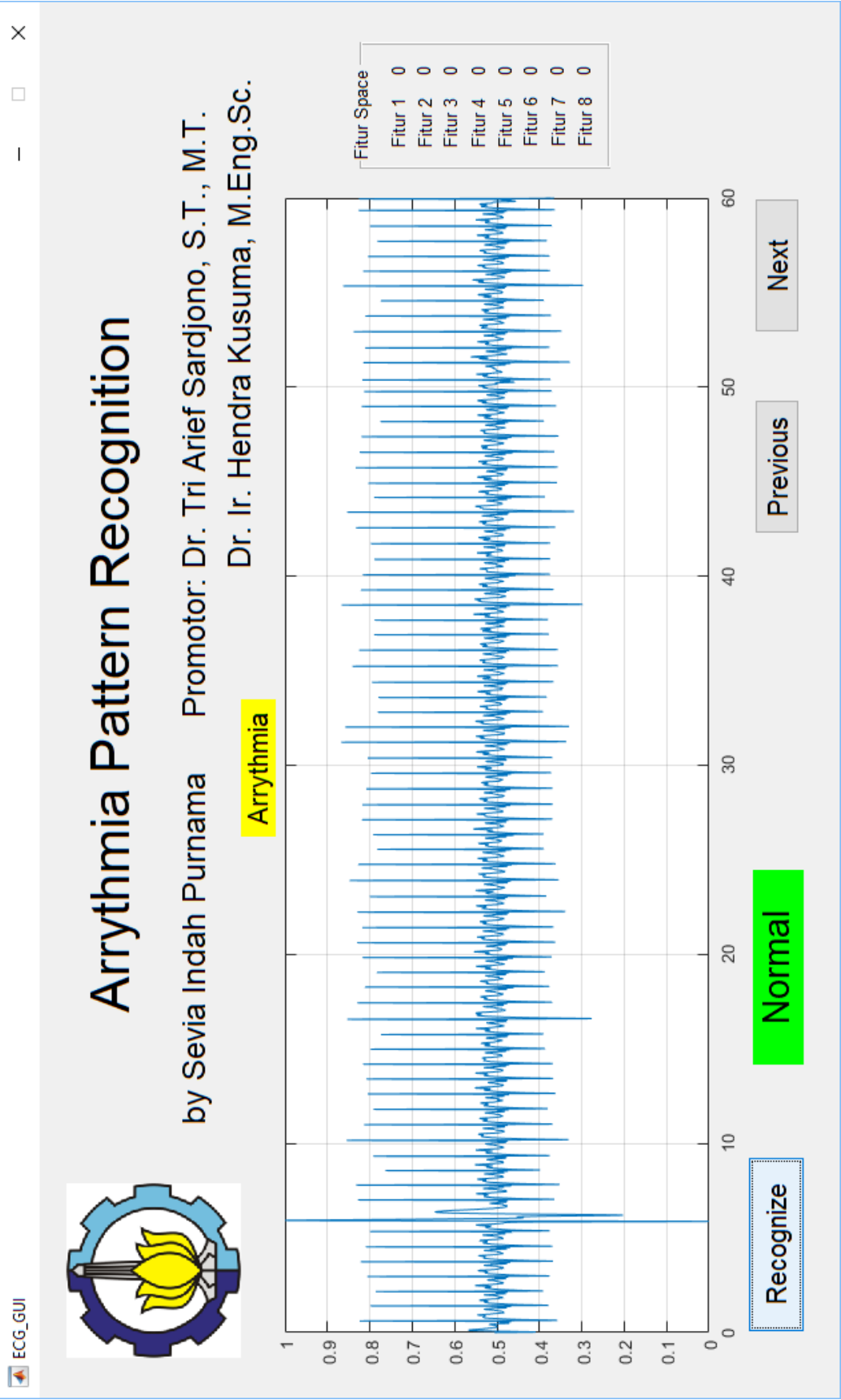
Program mencari titik Q dan S :

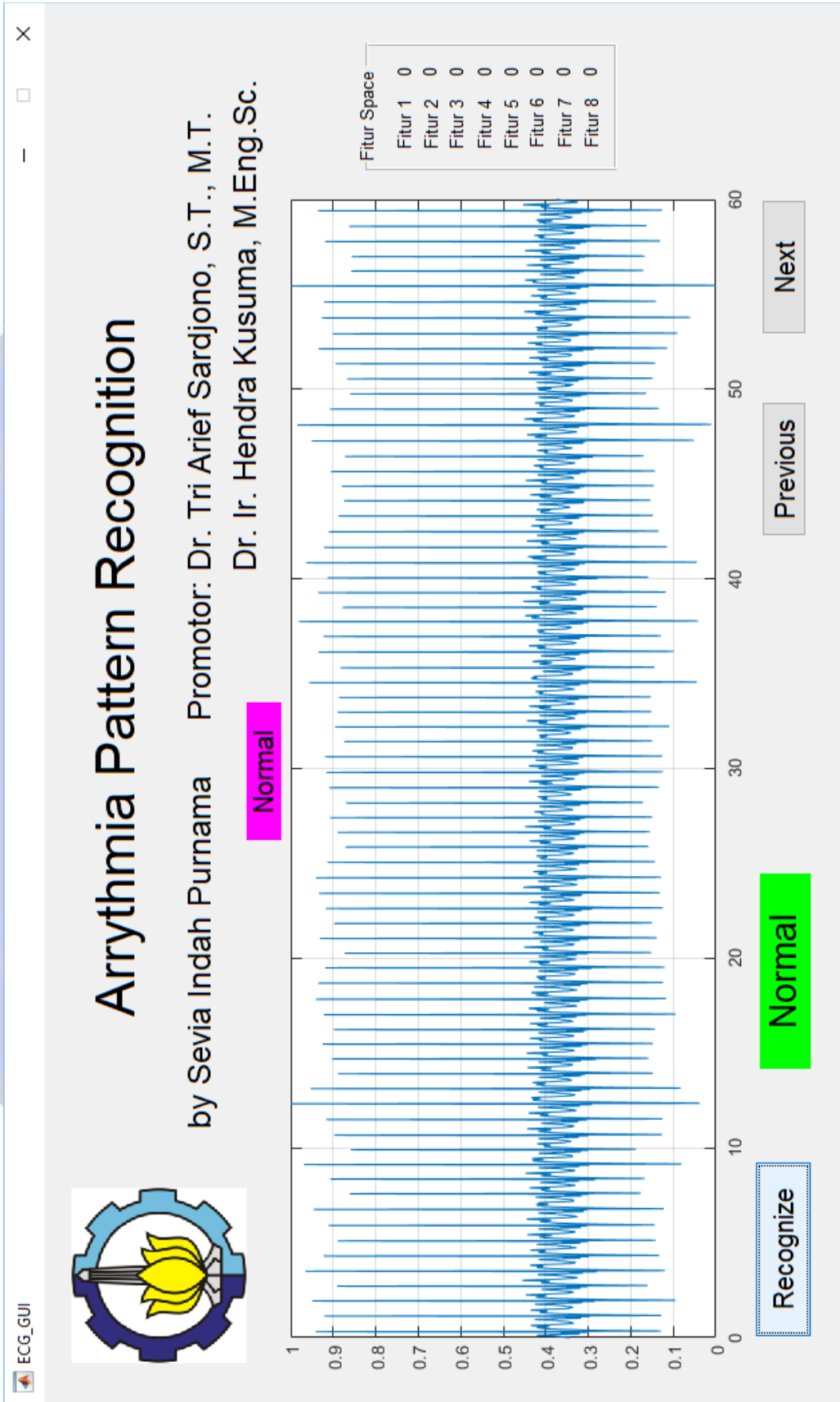
```
% Mencoba deteksi sinyal Q
for k=1:length(lokalasi)
    if k+1 < (length(lokalasi) + 1)
        [CQpuncak CQlokasi] =
        min(ecgOffsetNorm(a, (FPlokasi(k):lokalasi(k+1))));
        Qpuncak(k) = CQpuncak;
        Qlokasi(k) = (FPlokasi(k) + CQlokasi) - 1;
    end
end

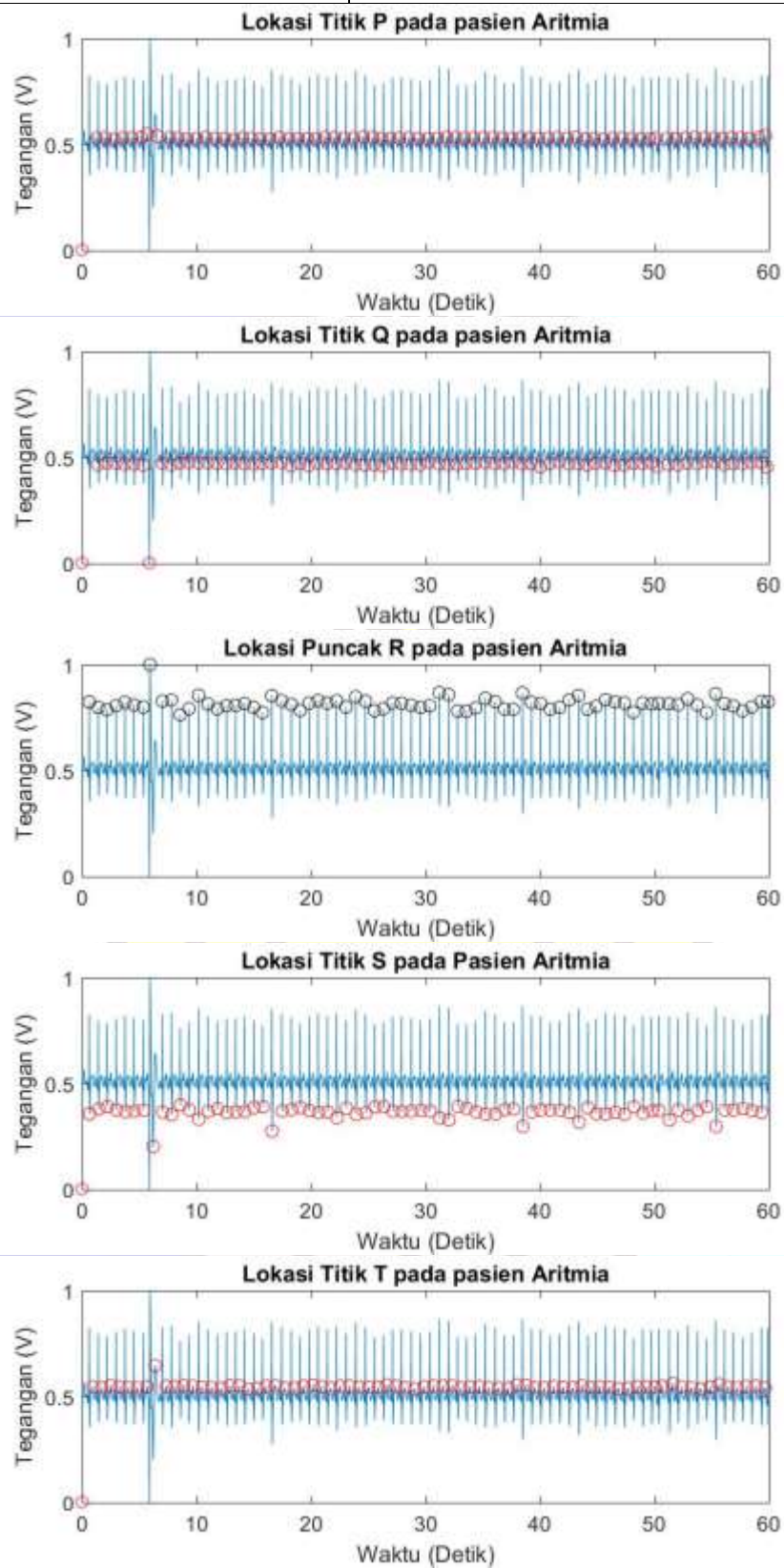
% mencari s dari sinyal
for n=1:(length(lokalasi)-1)
    [invpuncak invlokasi] =
    min(ecgOffsetNorm(a, (lokalasi(n):FTlokasi(n))));
    Spuncak(n) = invpuncak;
    Slokasi(n) = (lokalasi(n) + invlokasi) - 1;
End
```

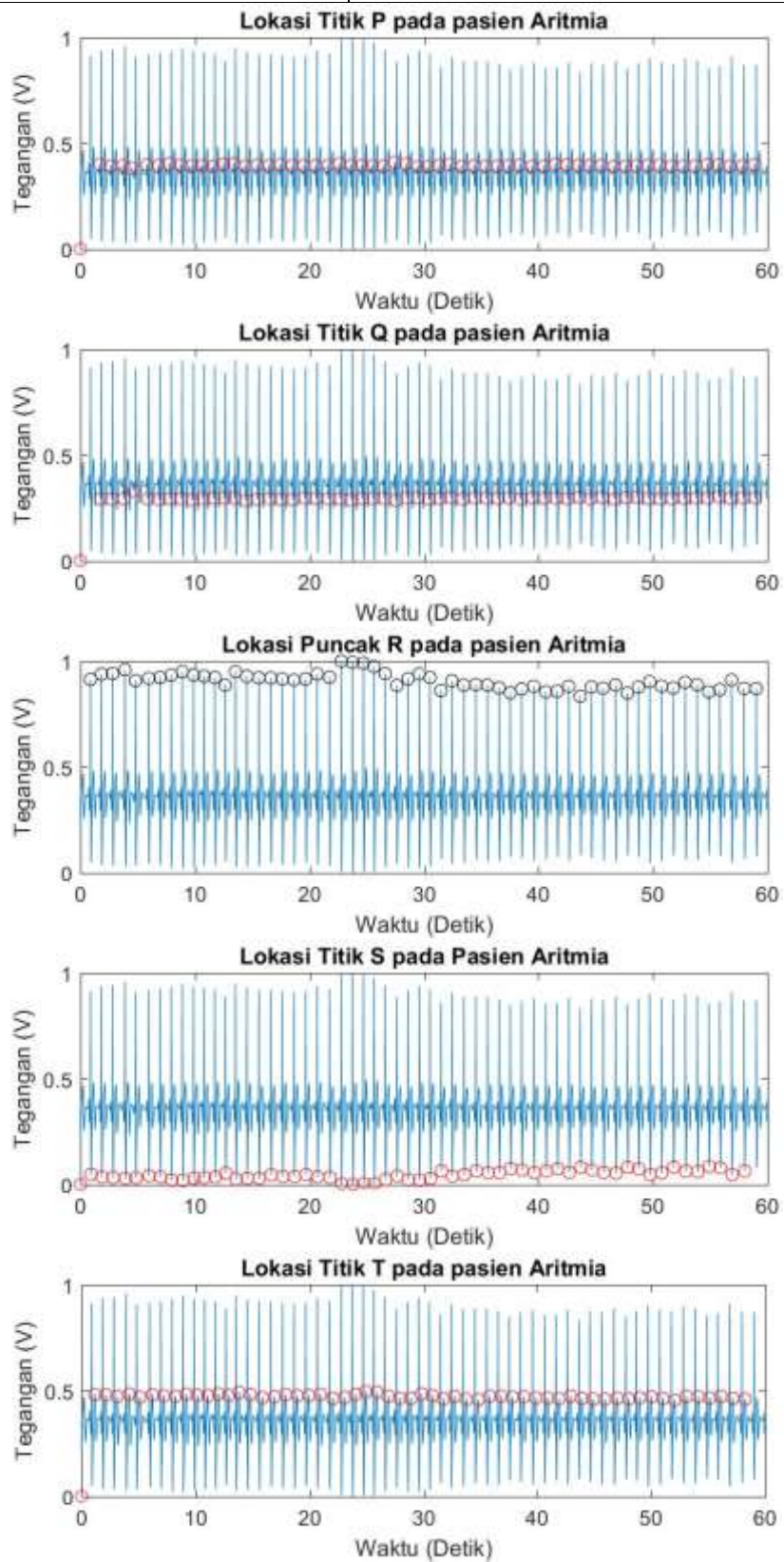
Tampilan GUI

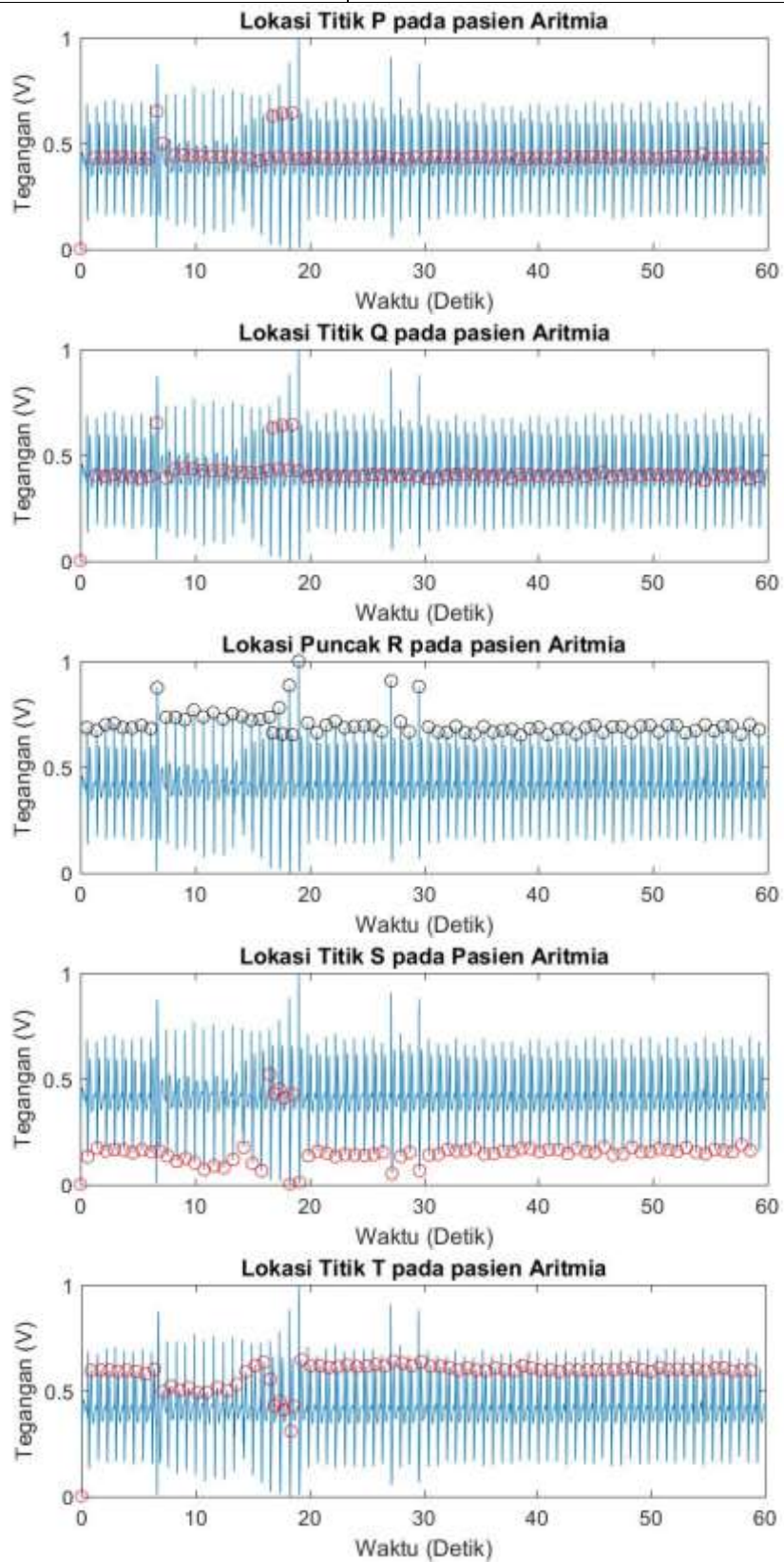


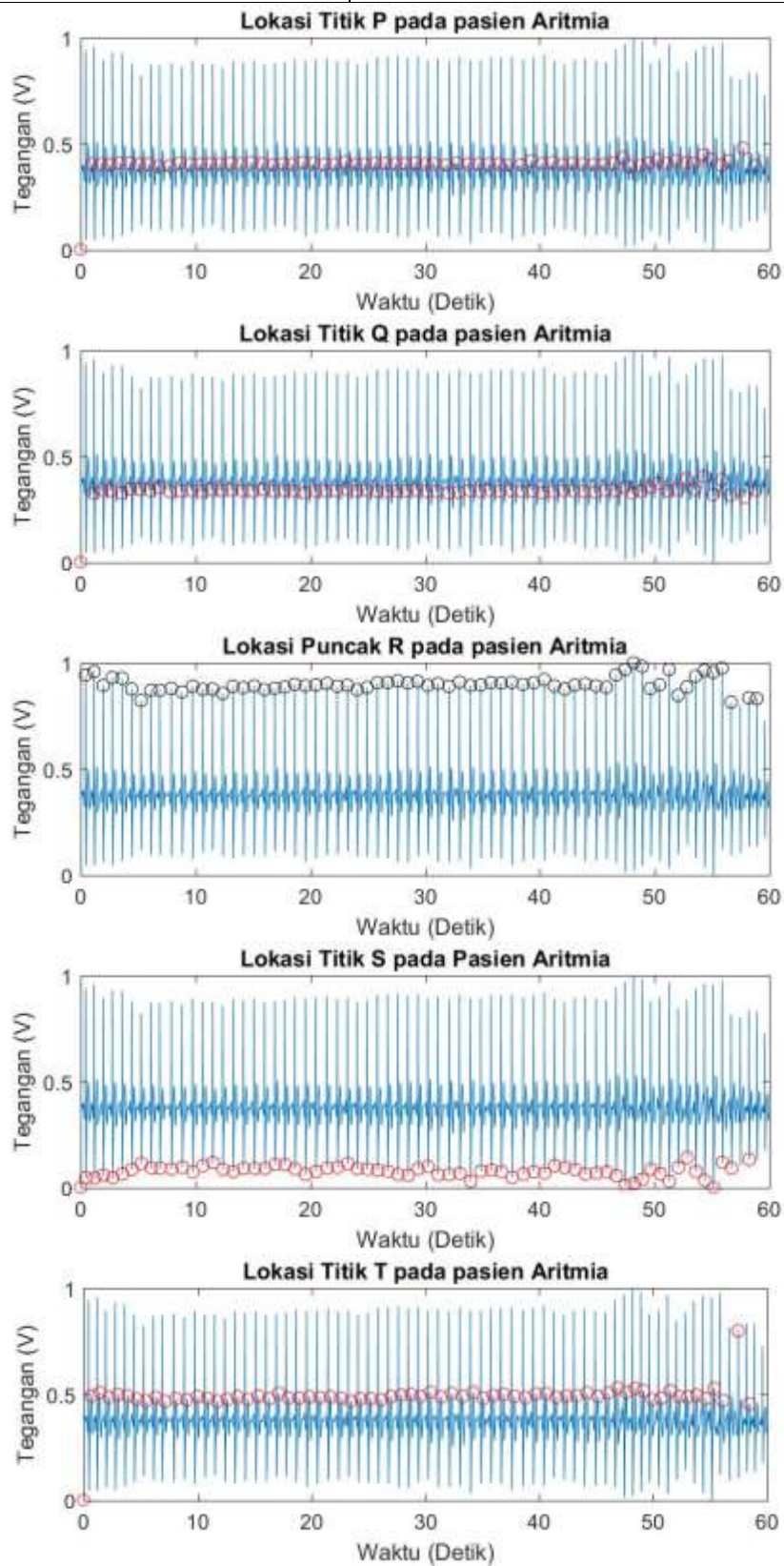


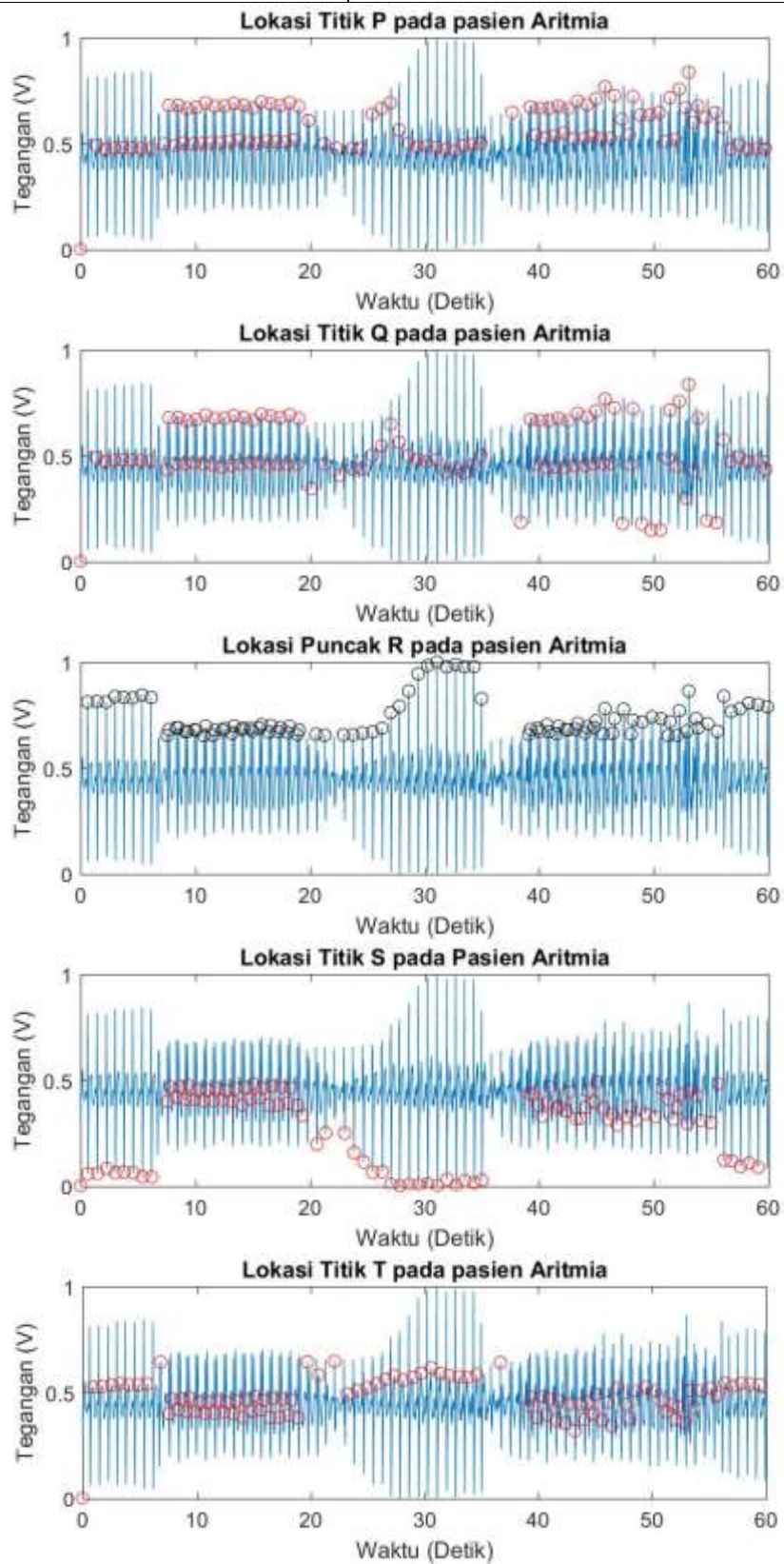


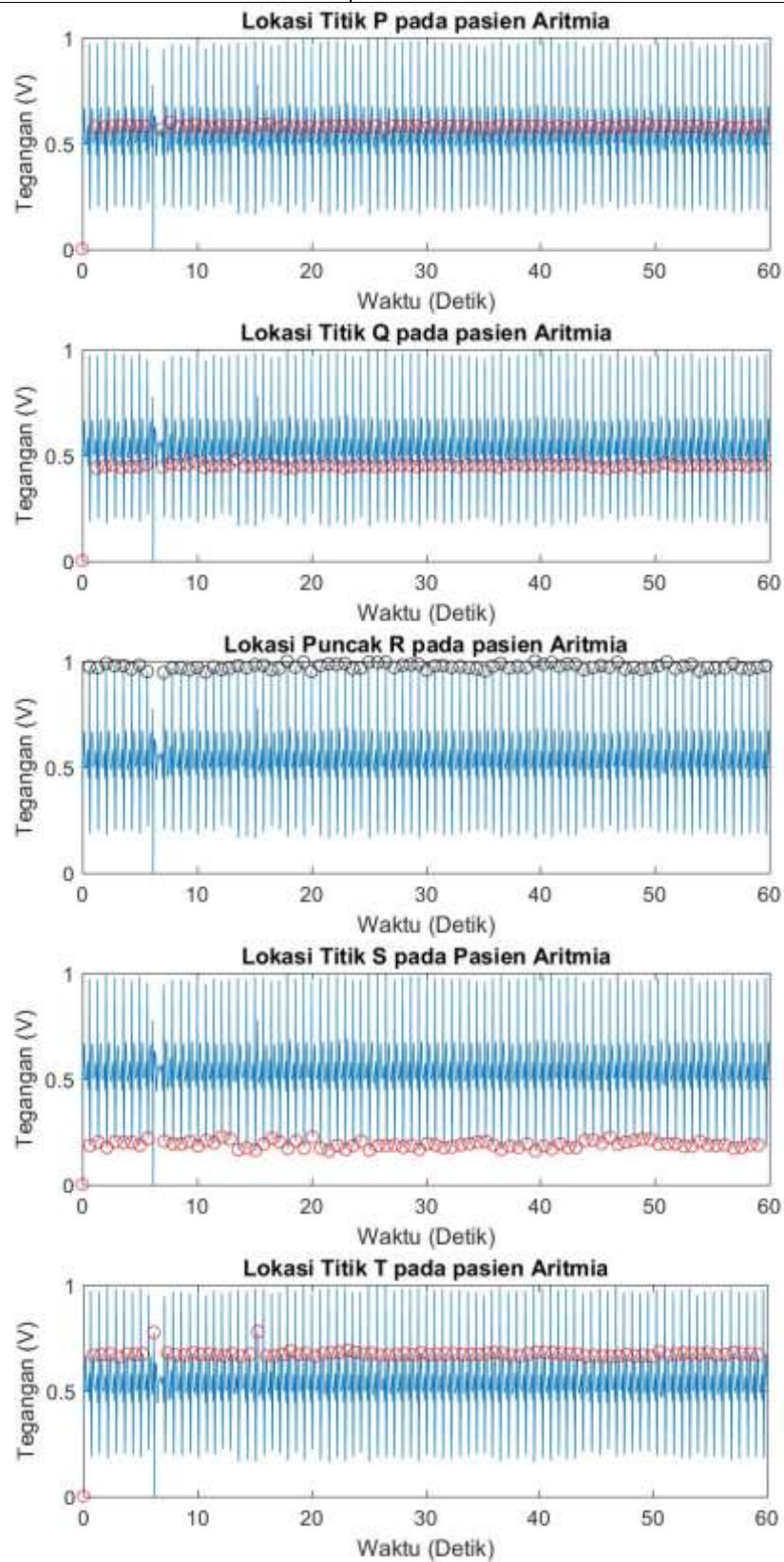


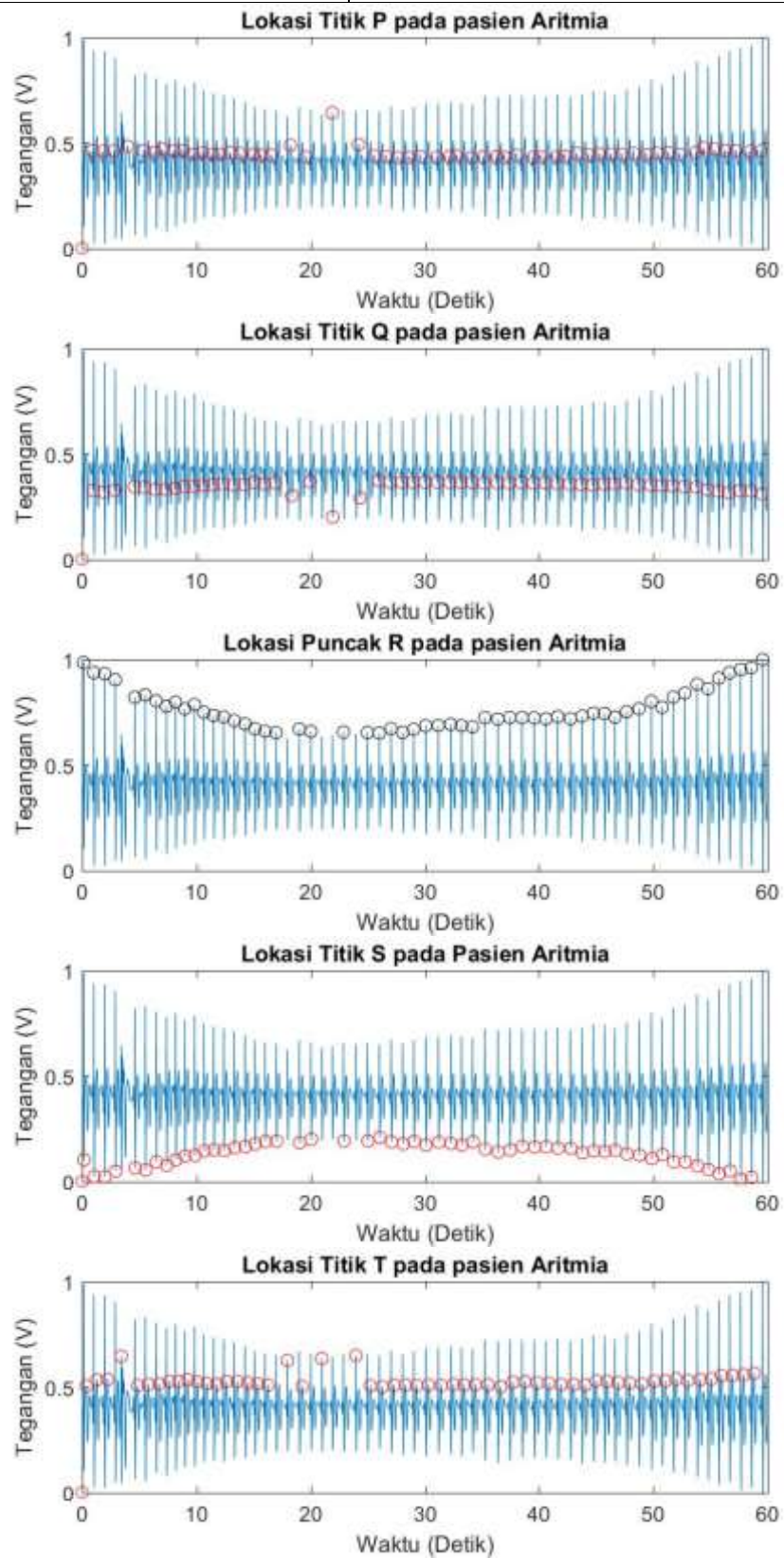


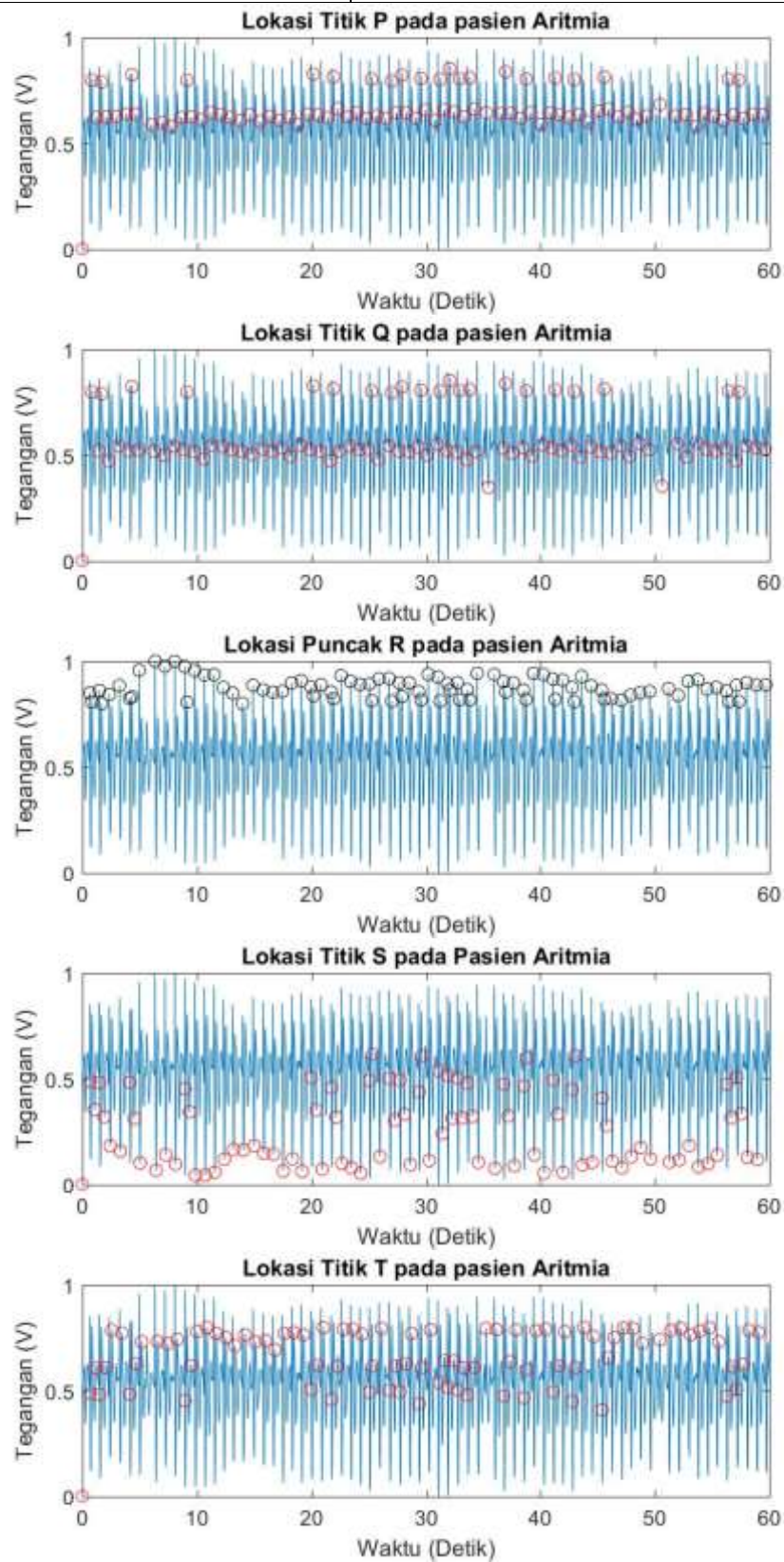


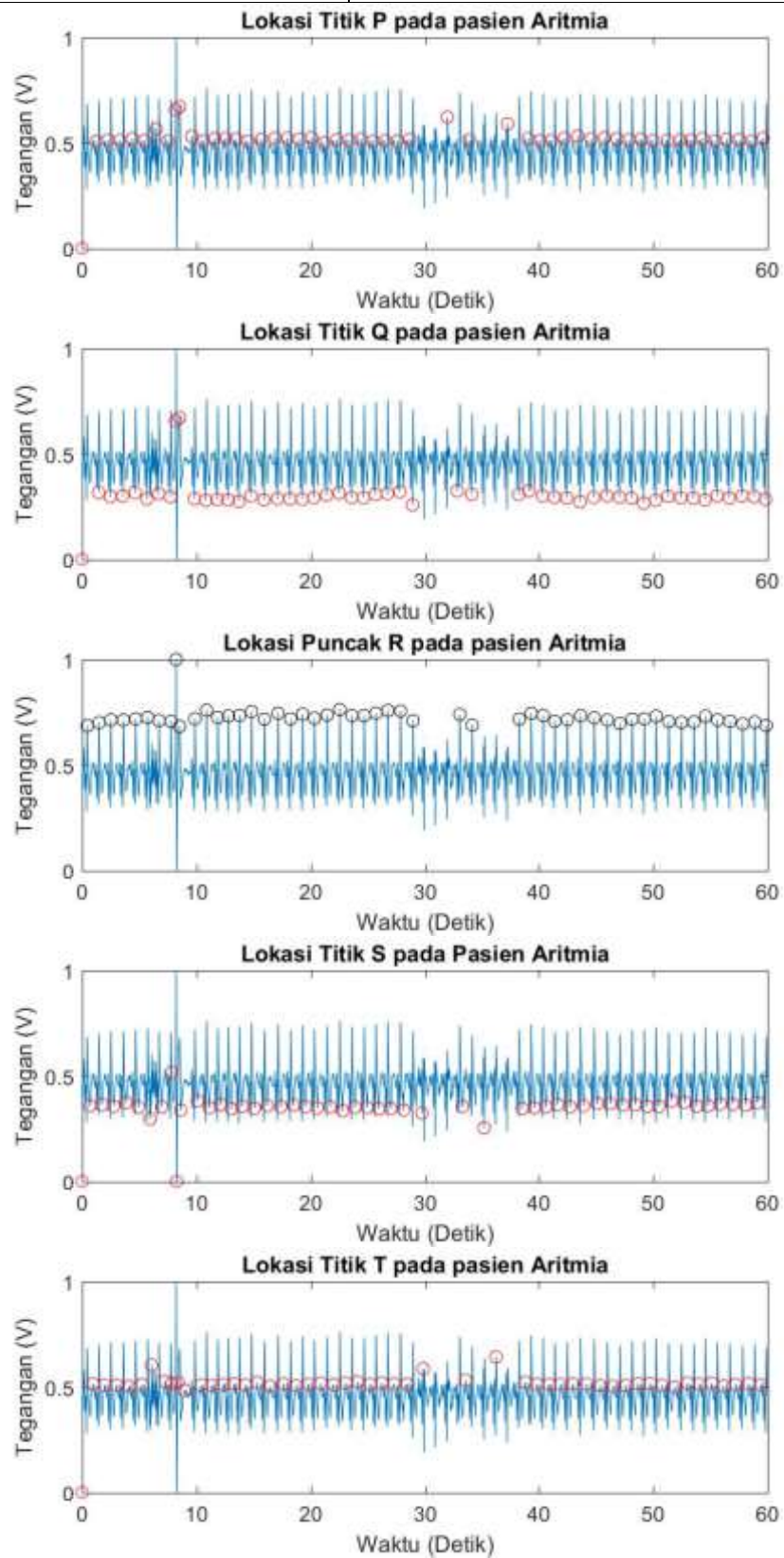


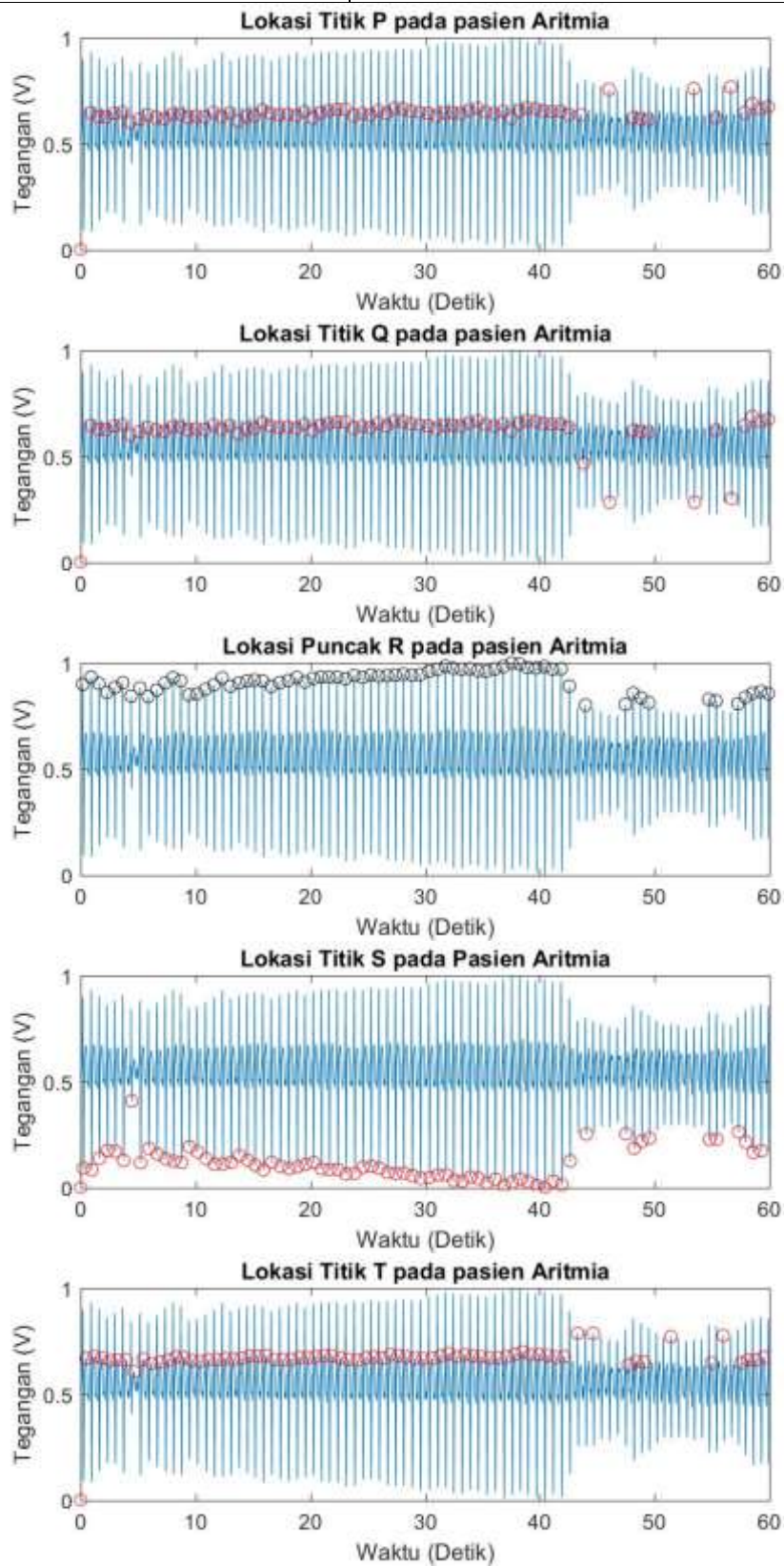


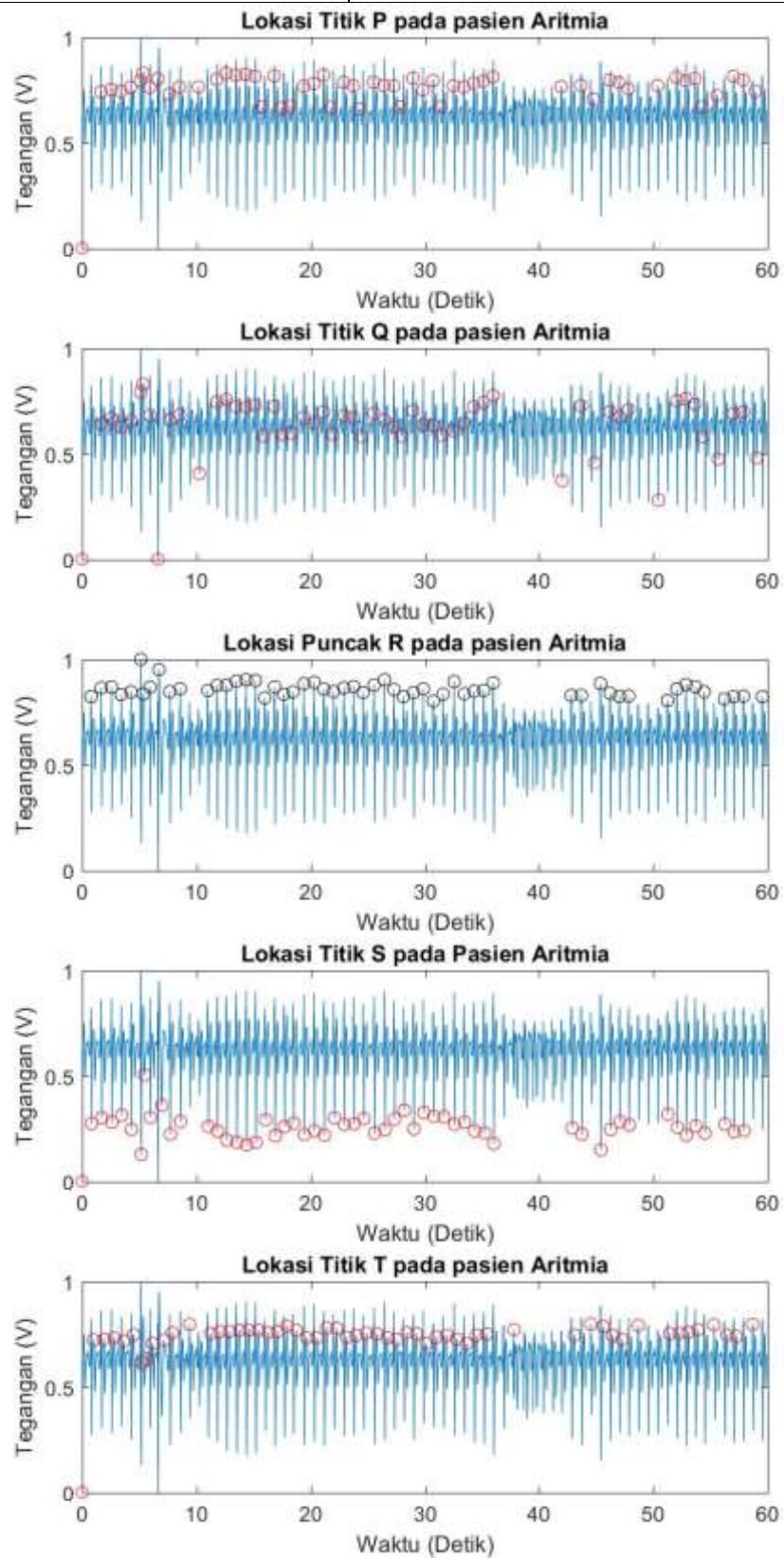


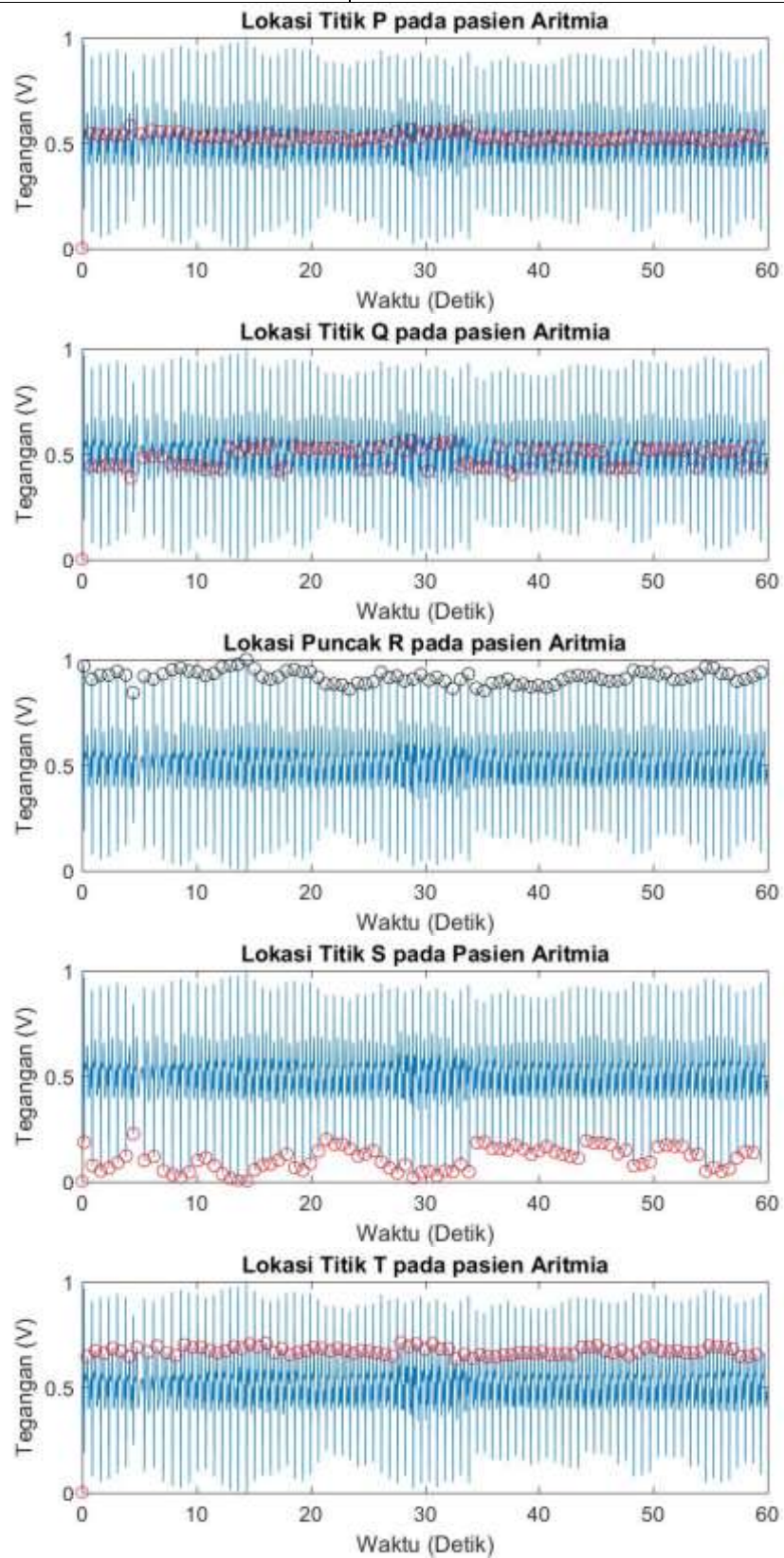


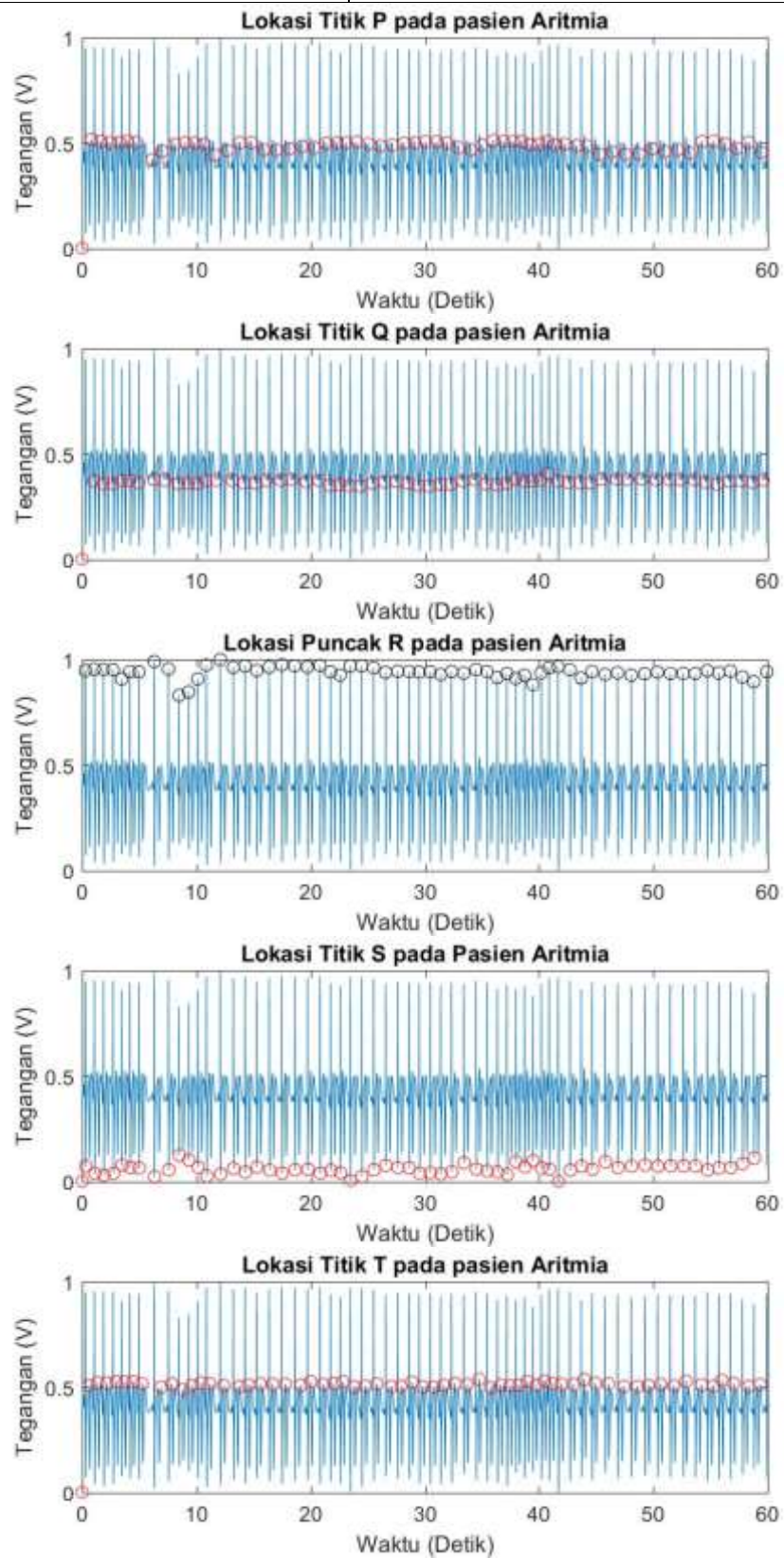


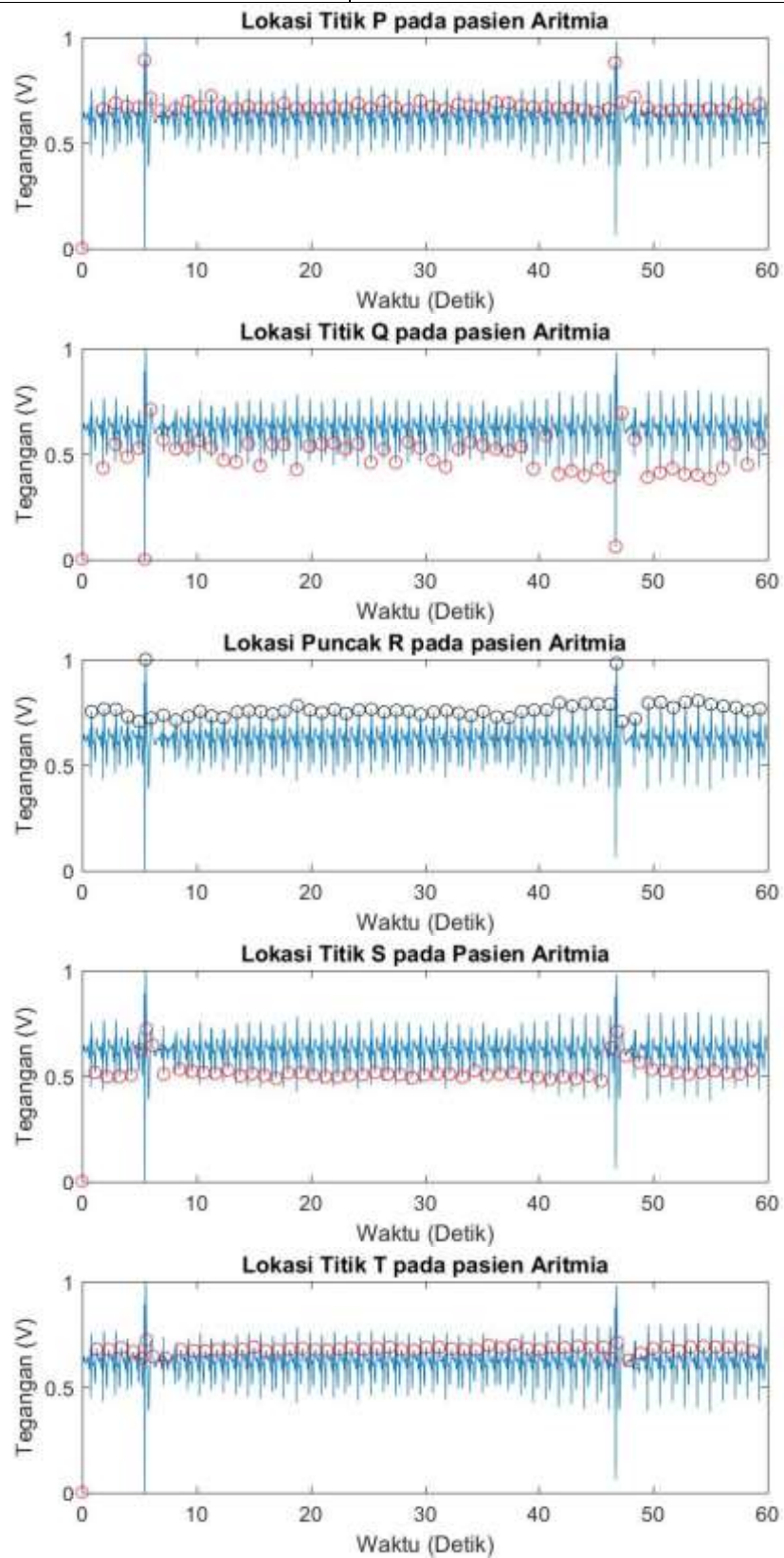


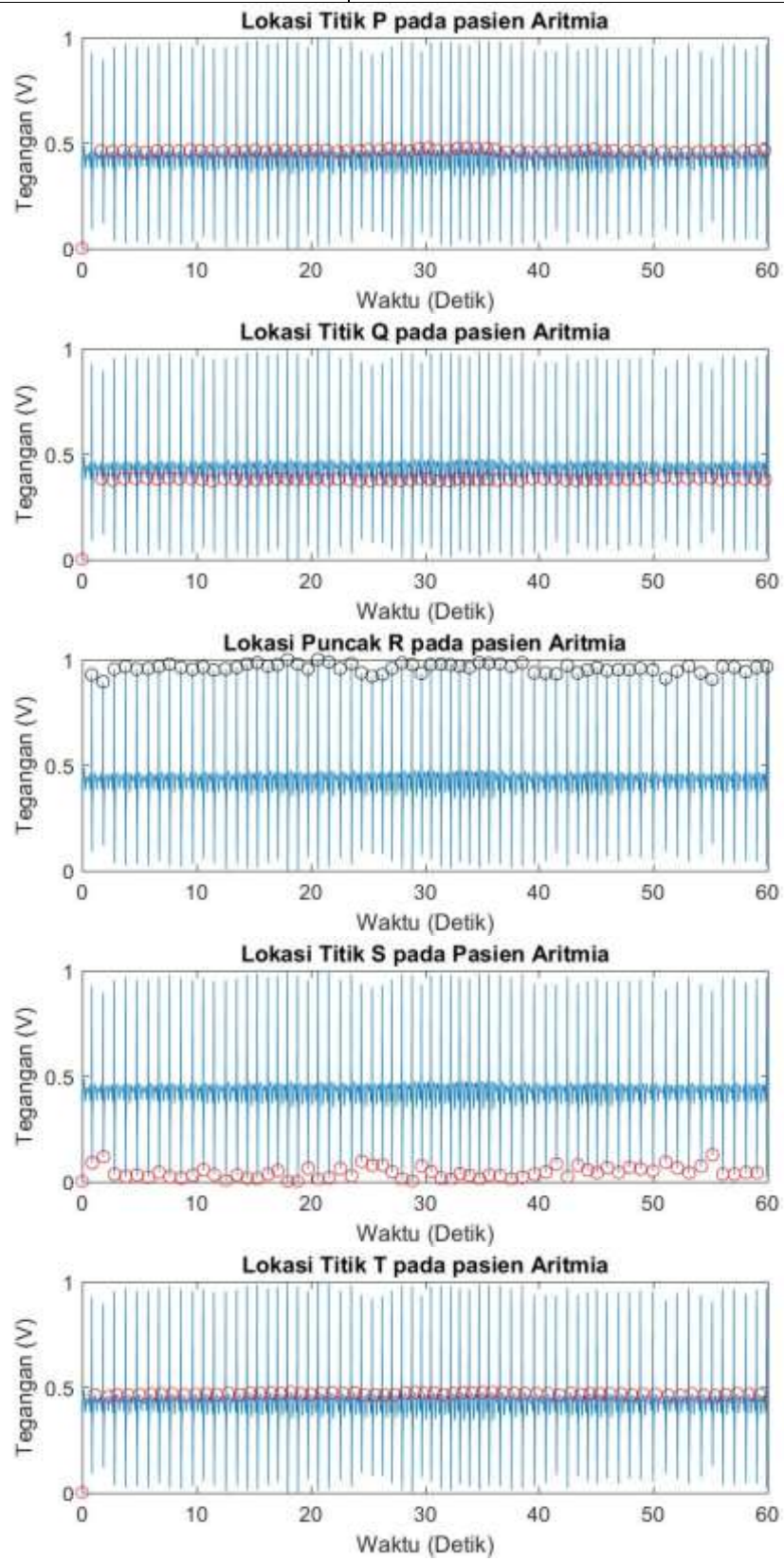


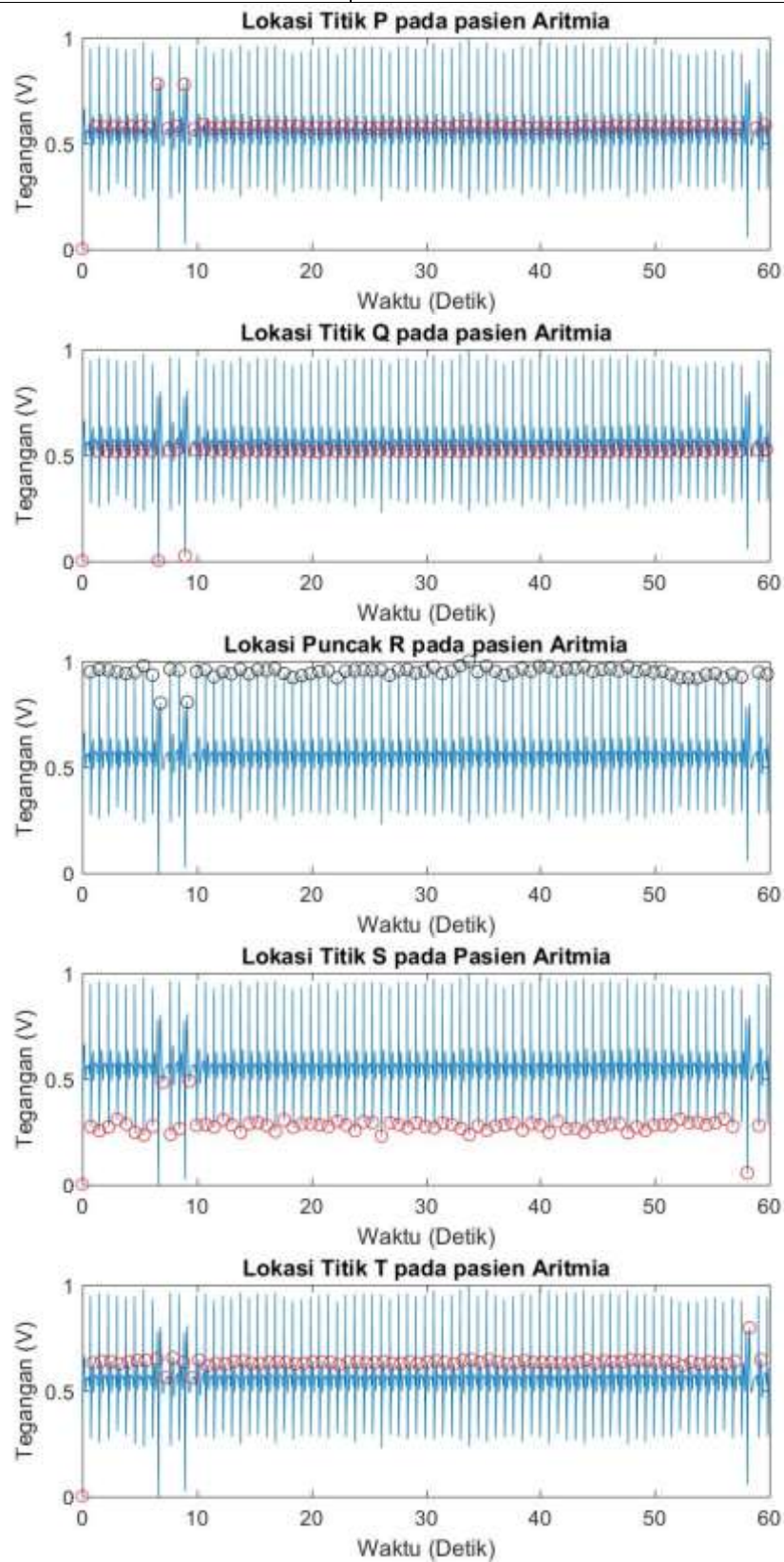


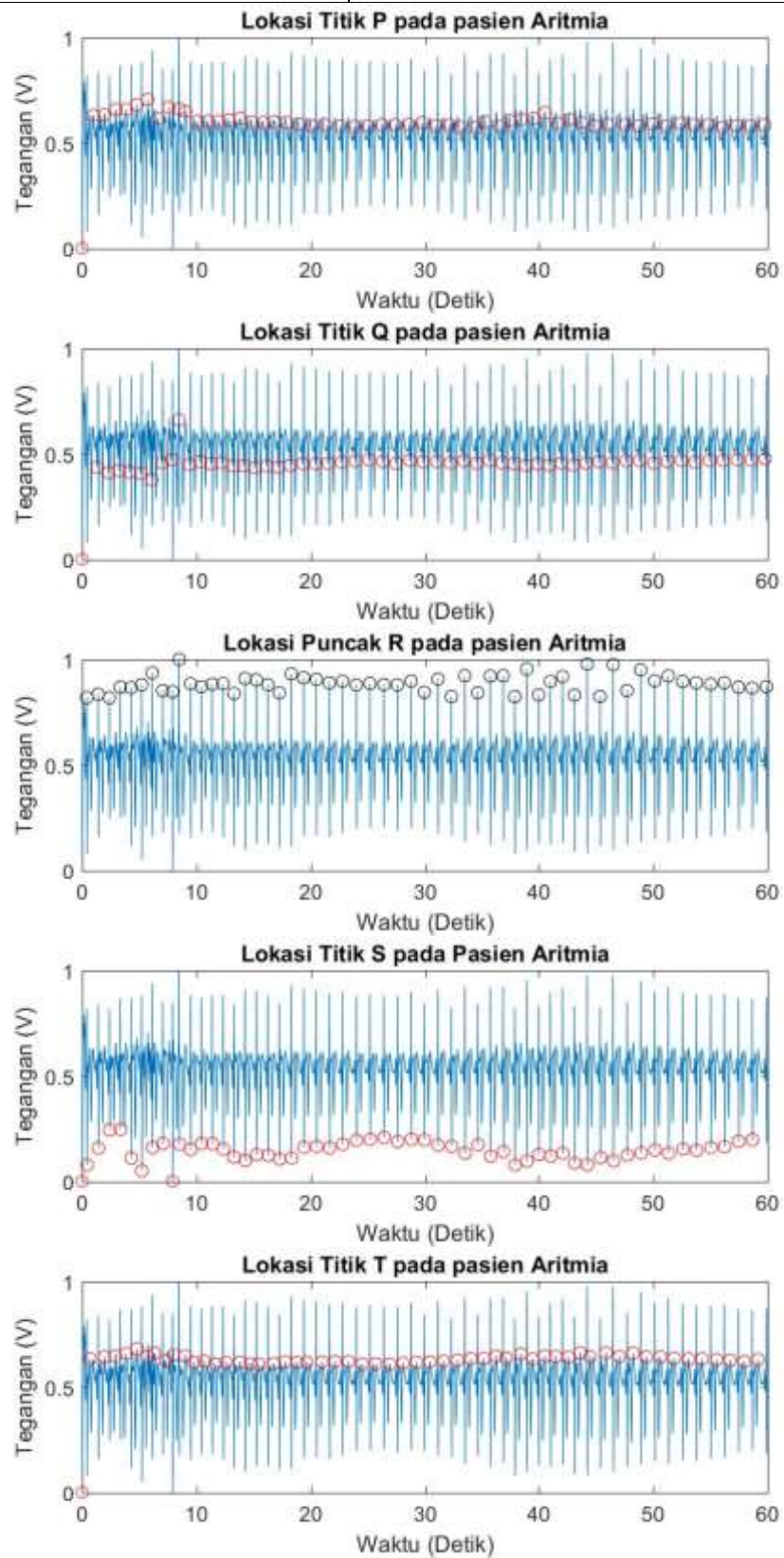


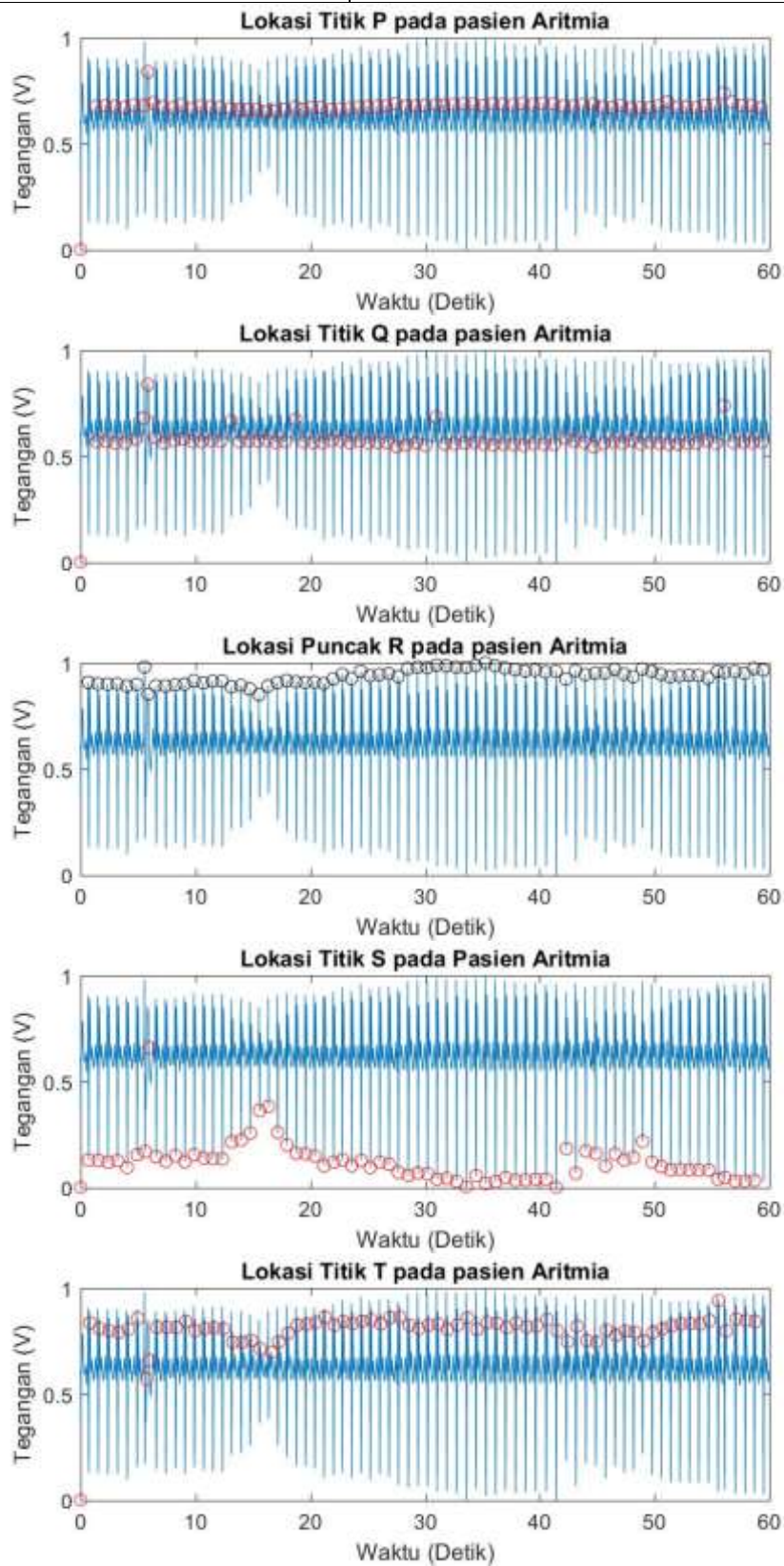


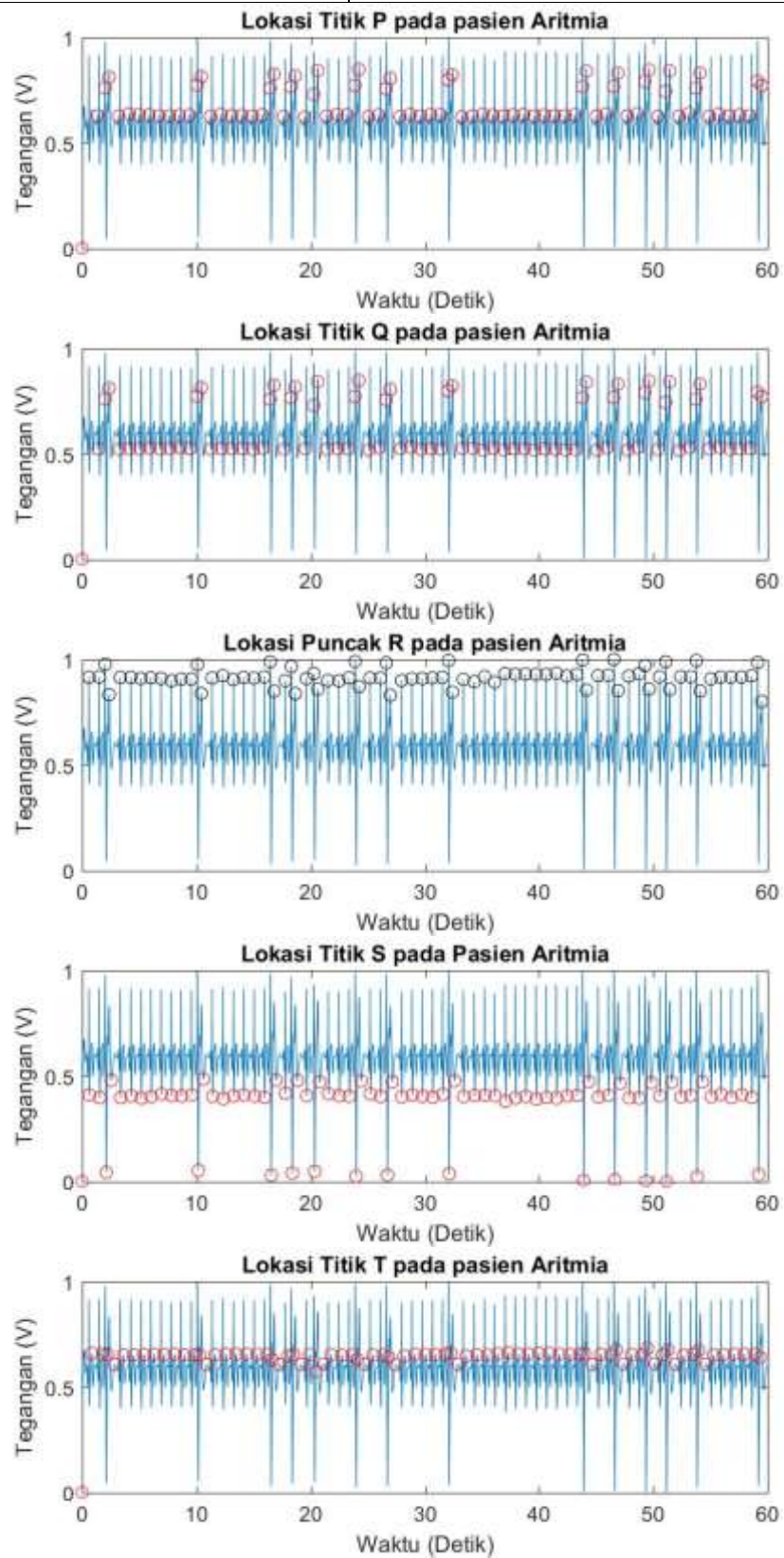


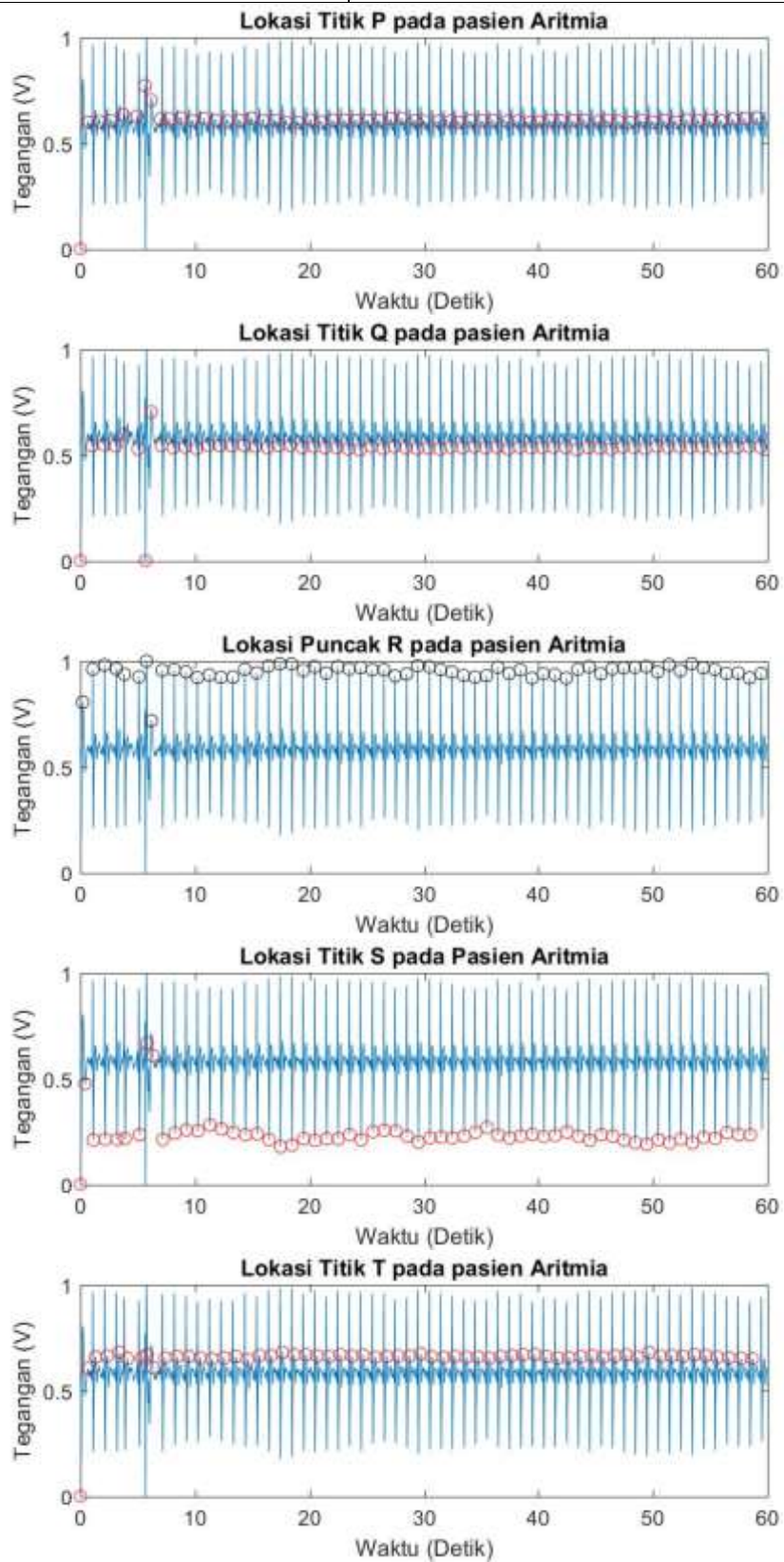


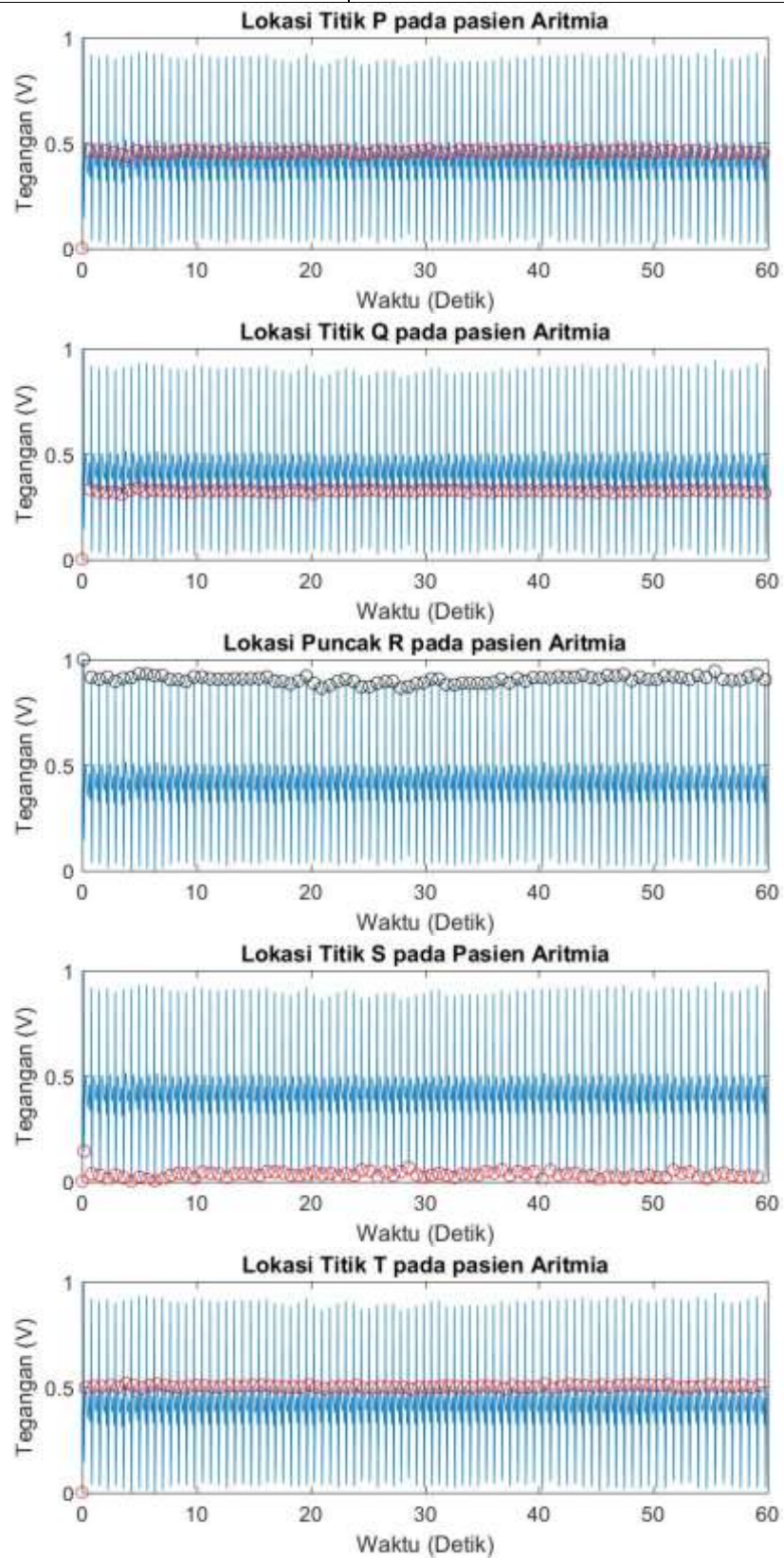


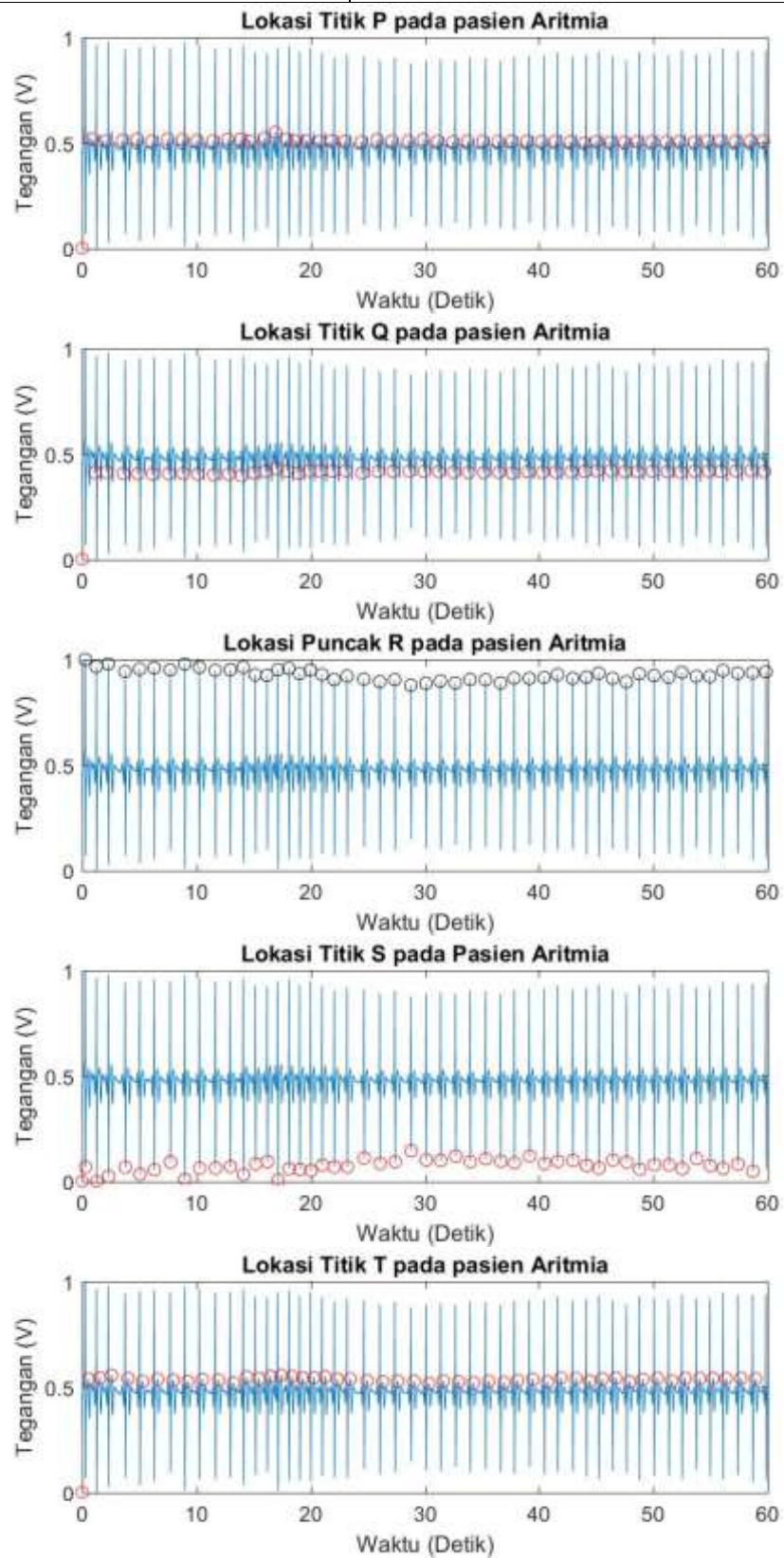


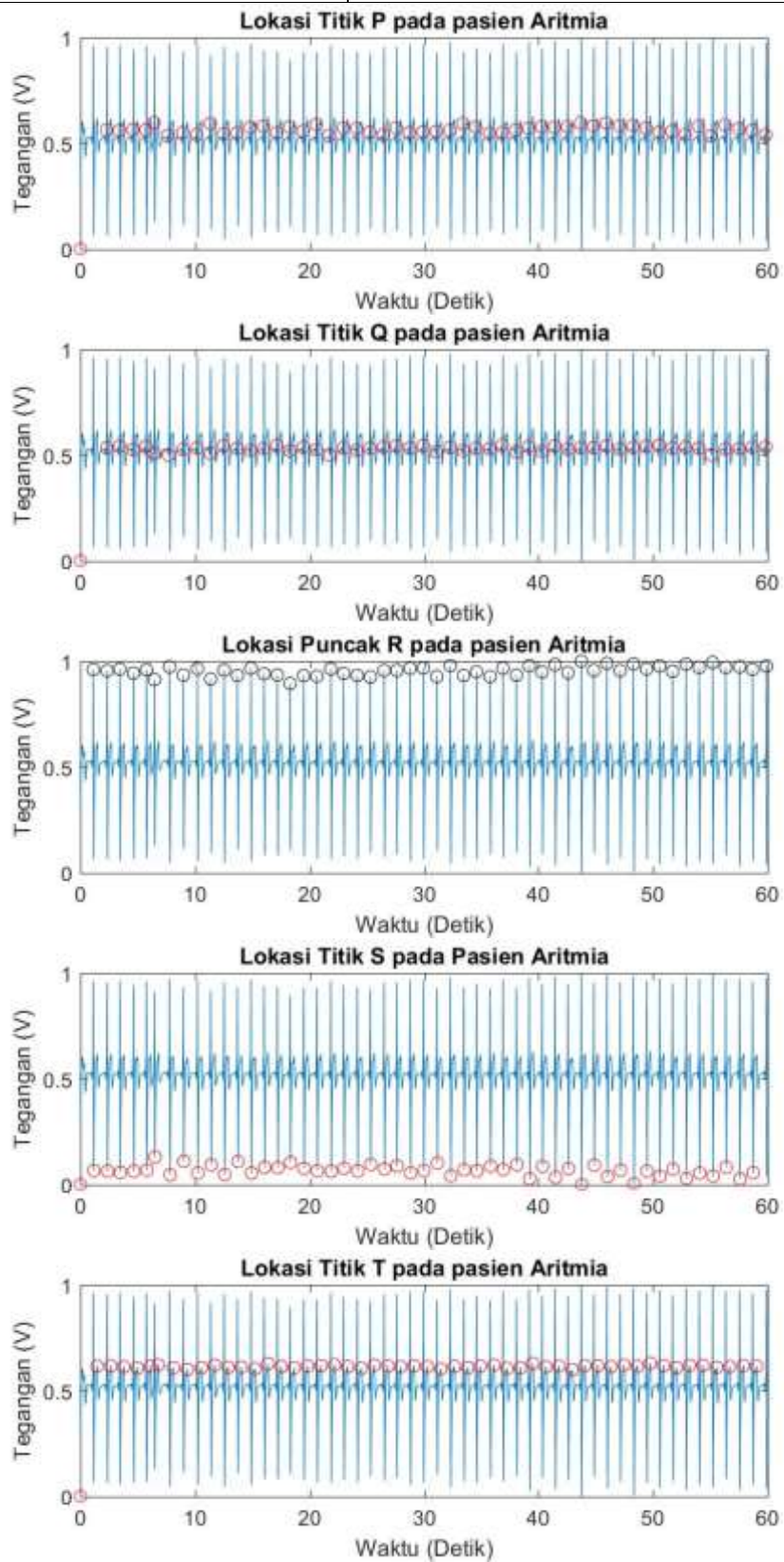


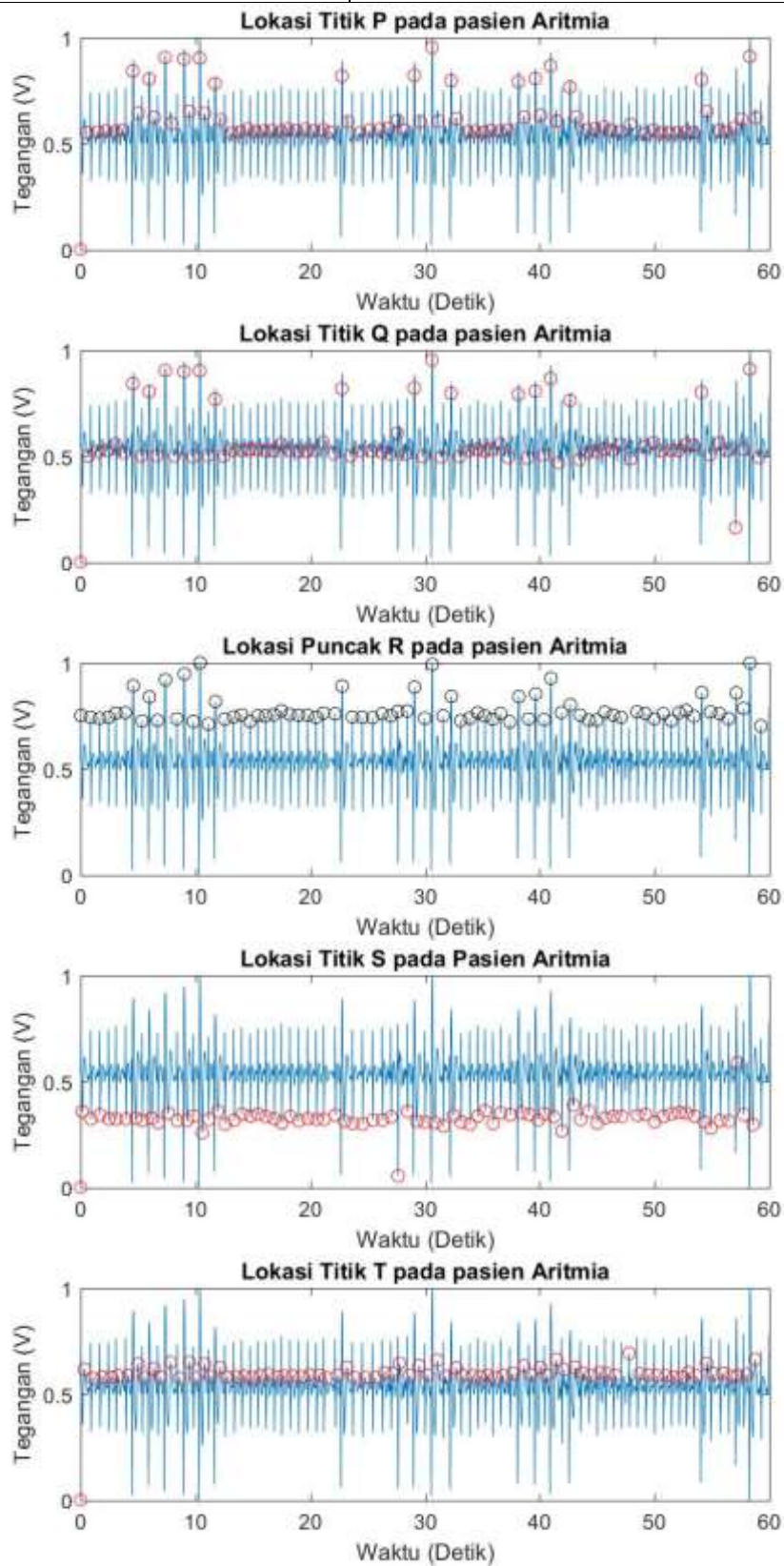


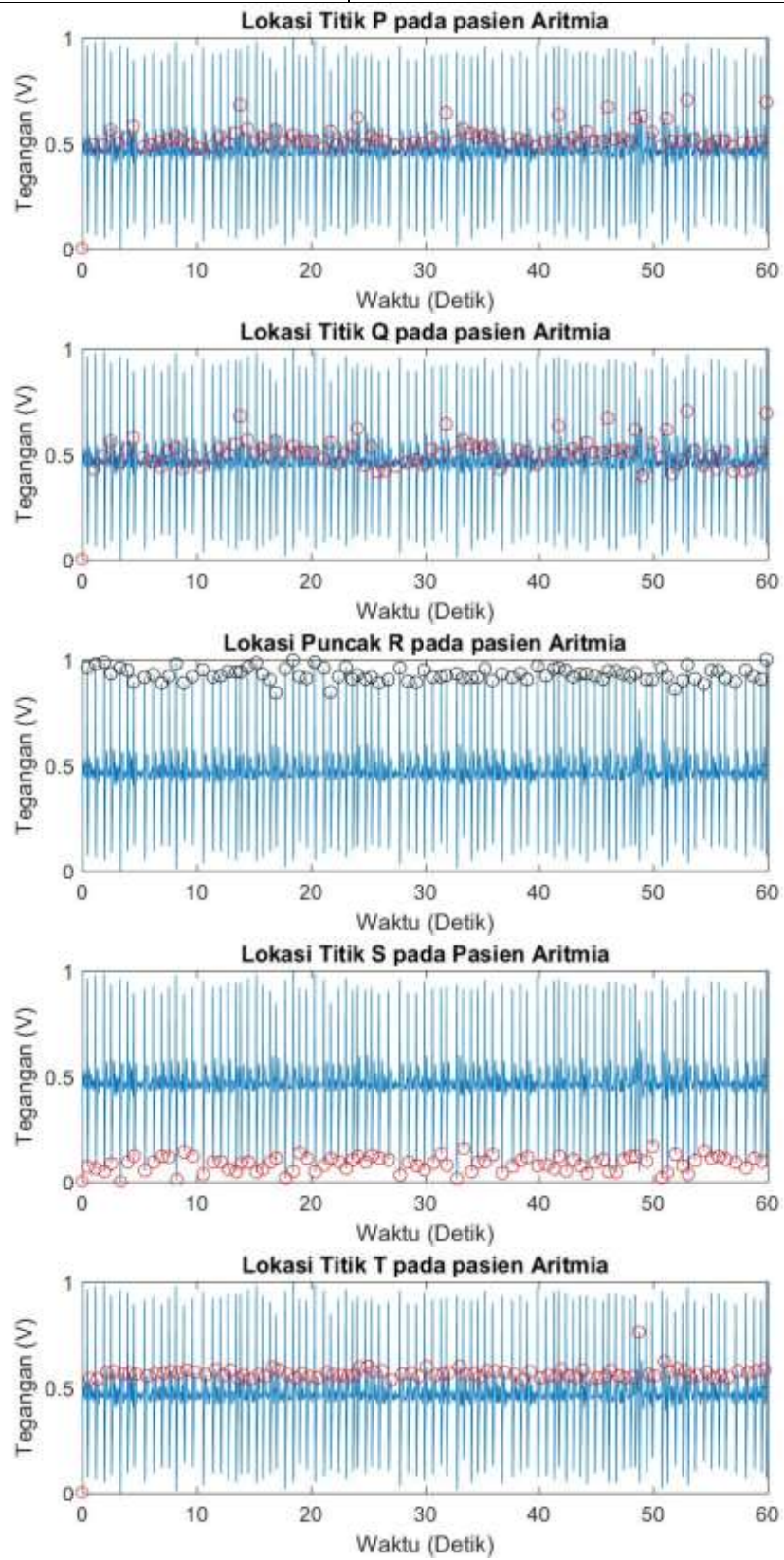


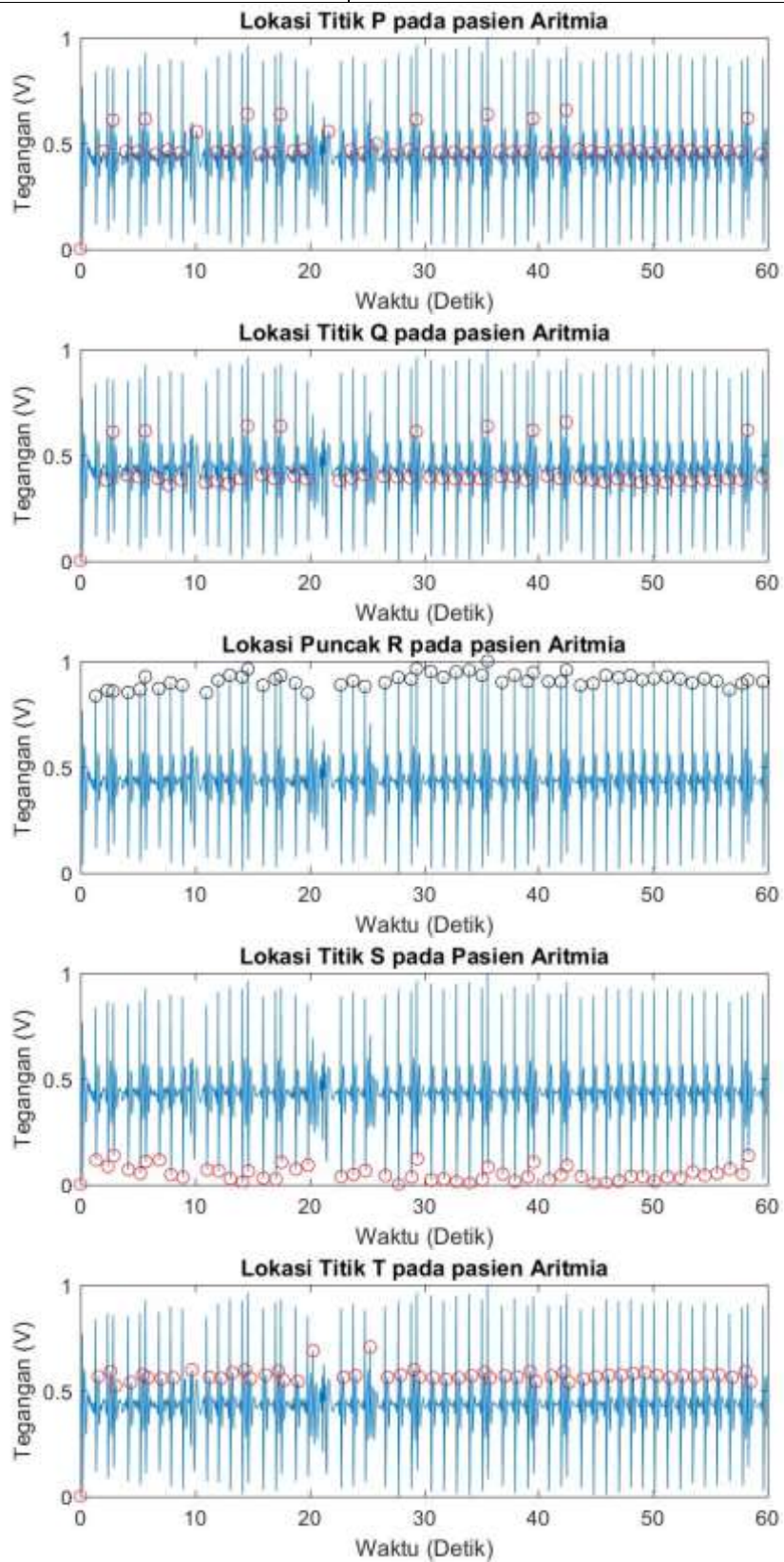


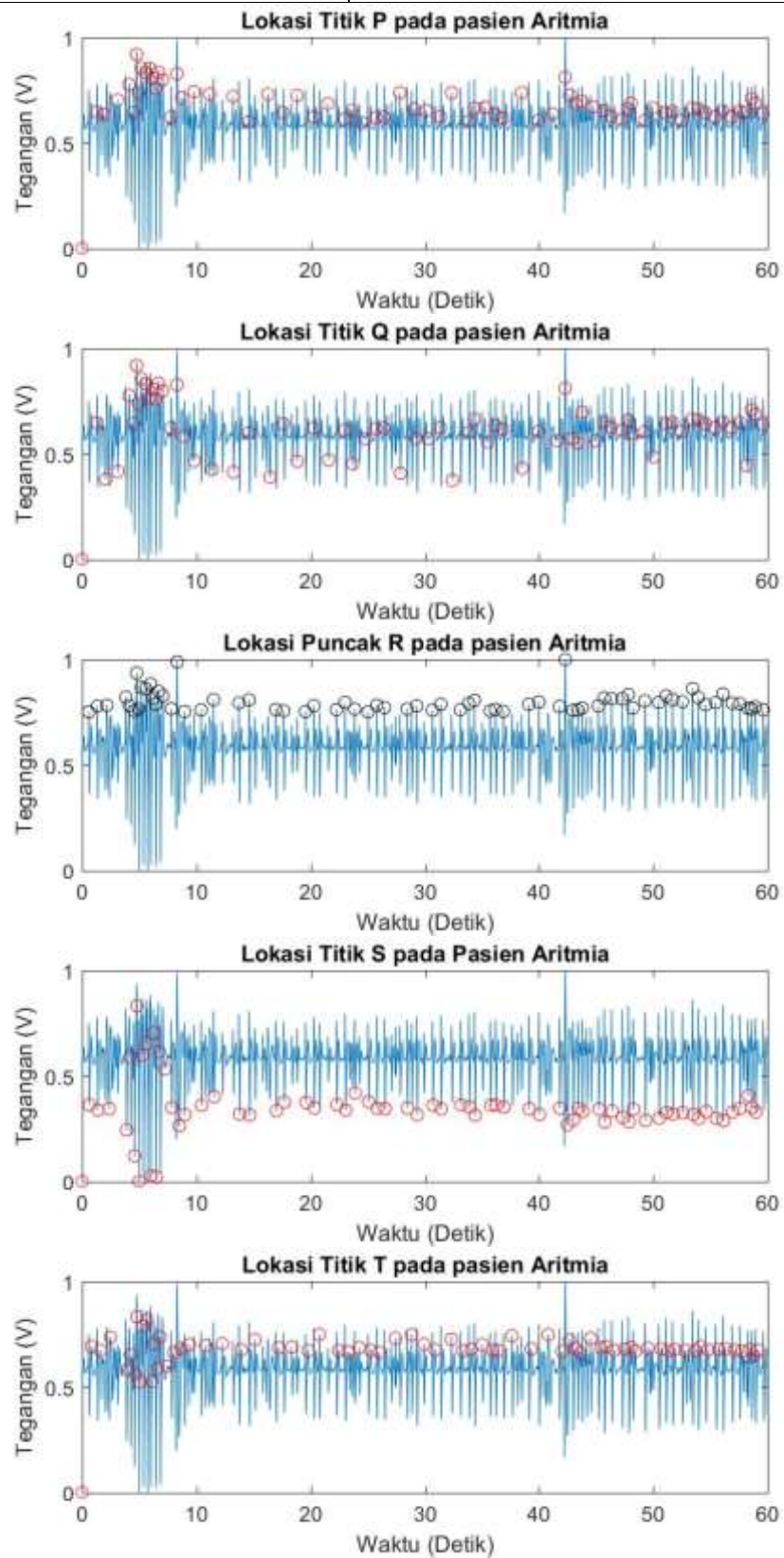


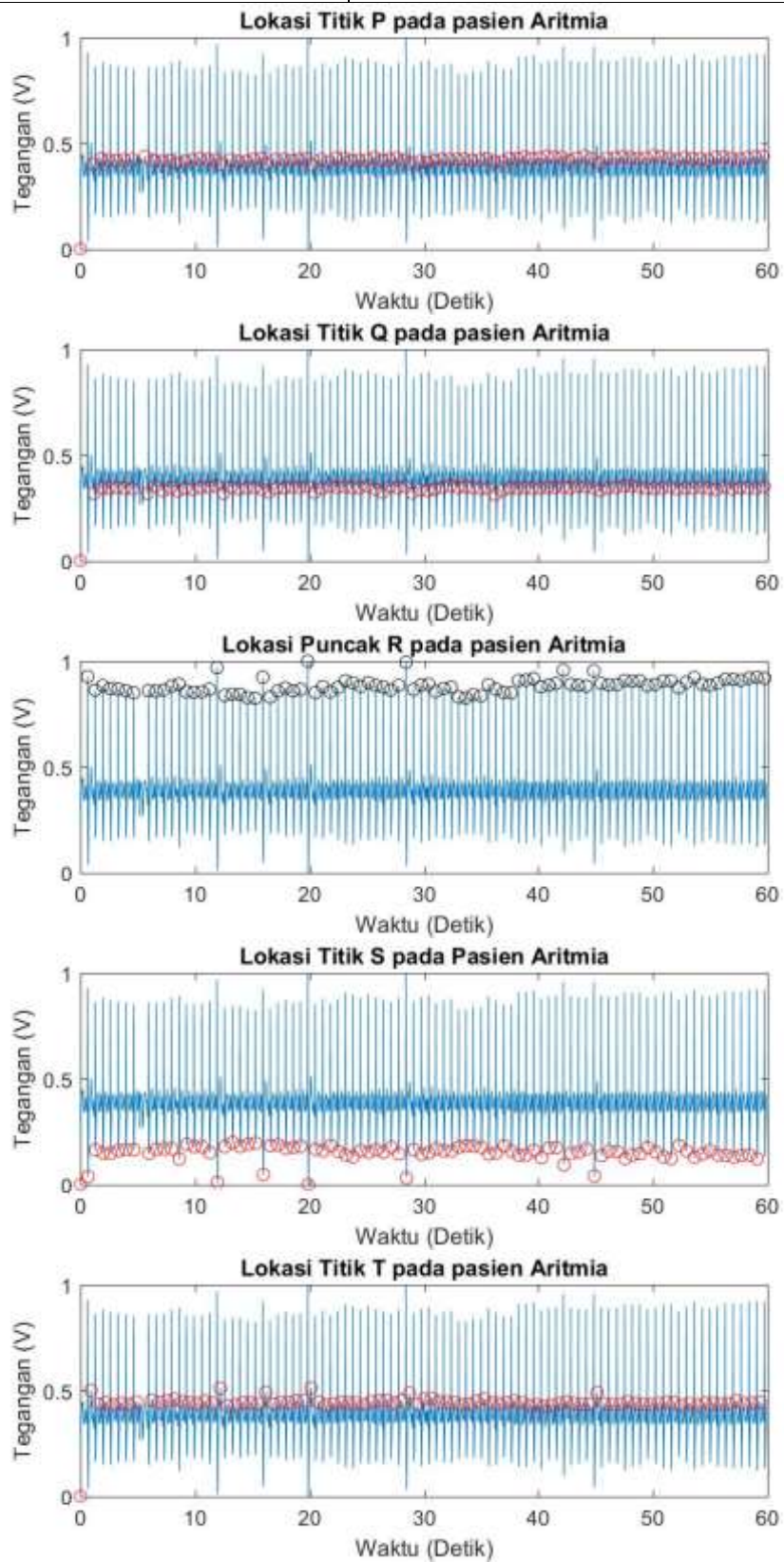


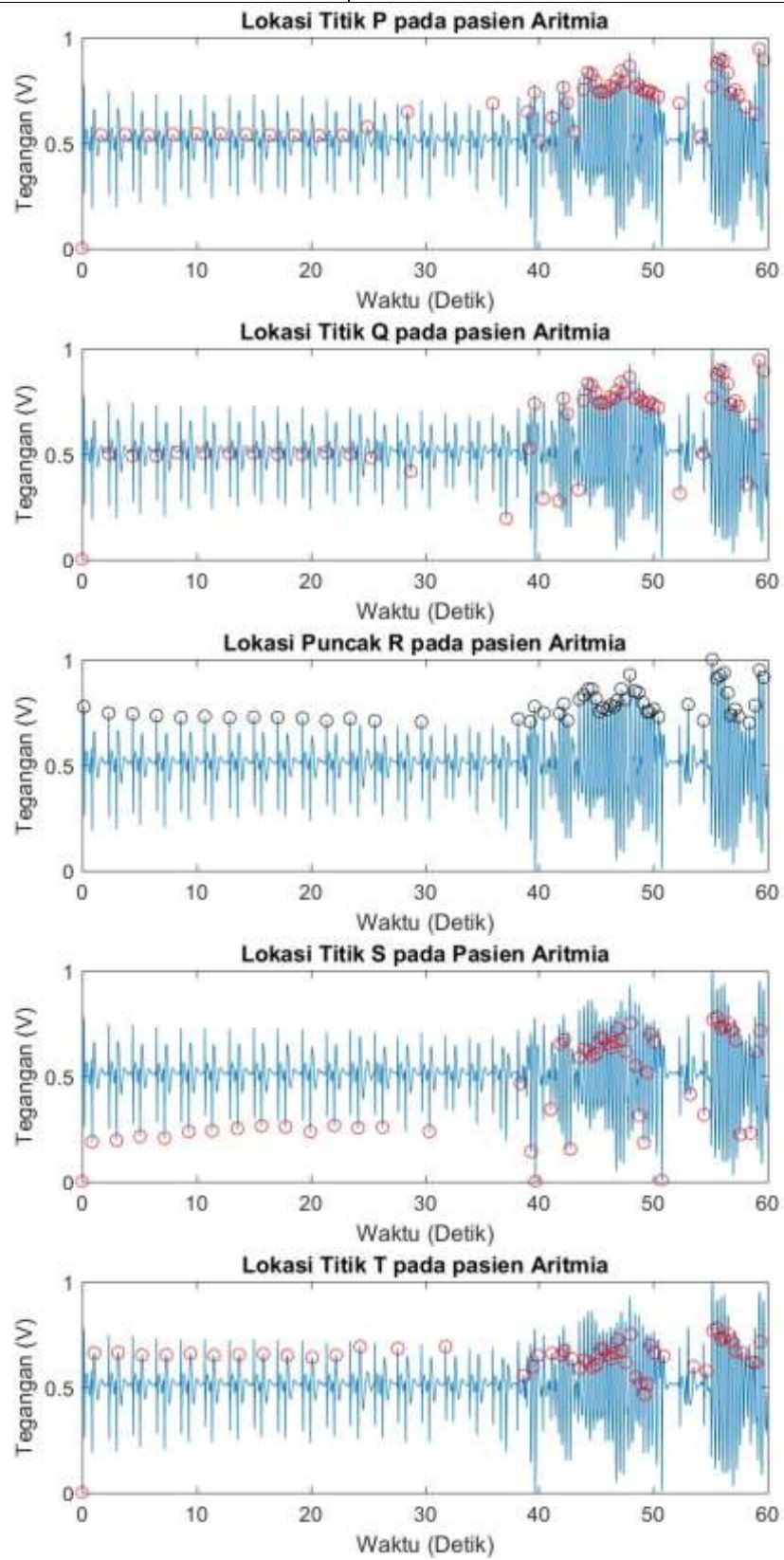


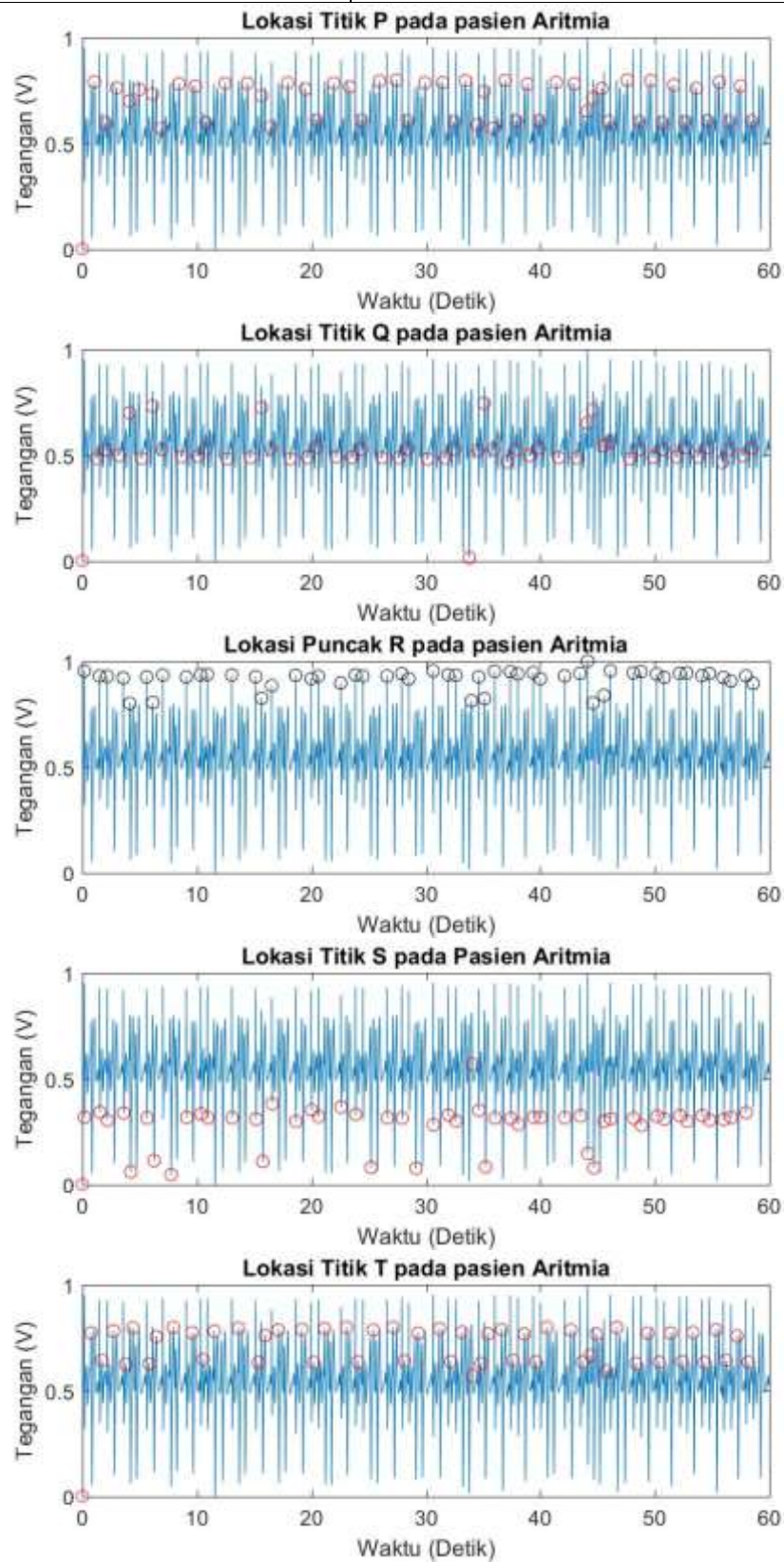


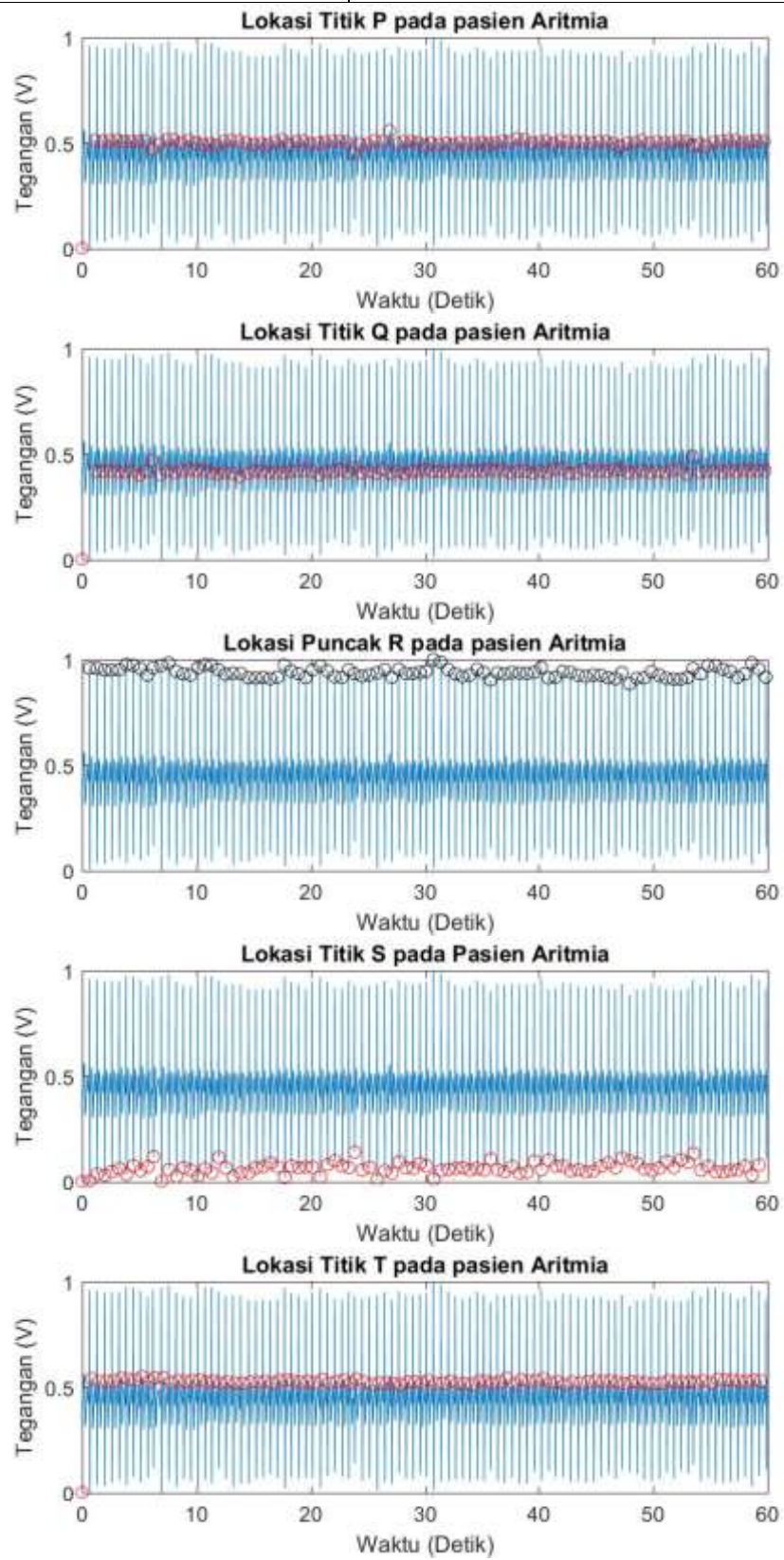


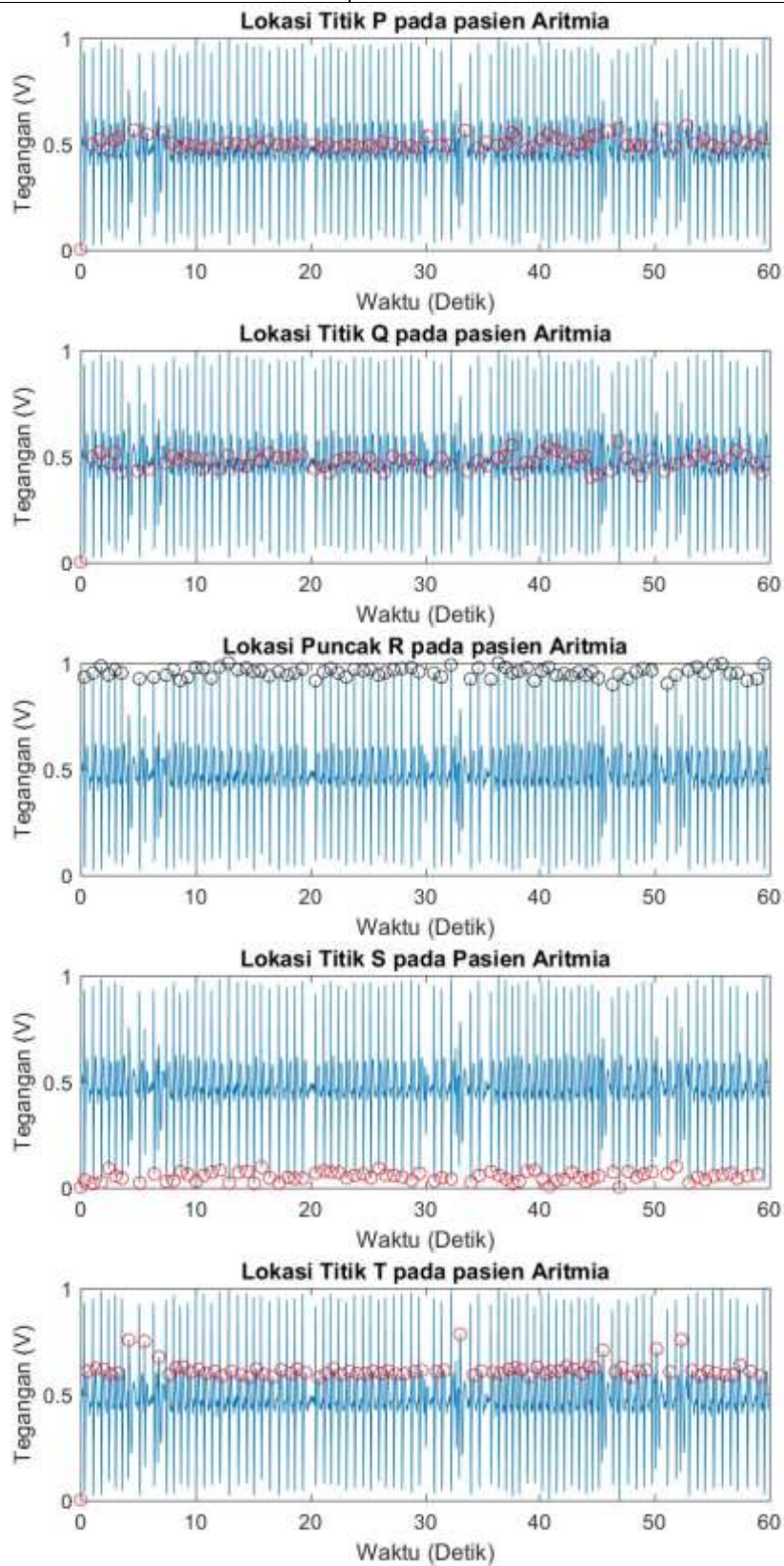


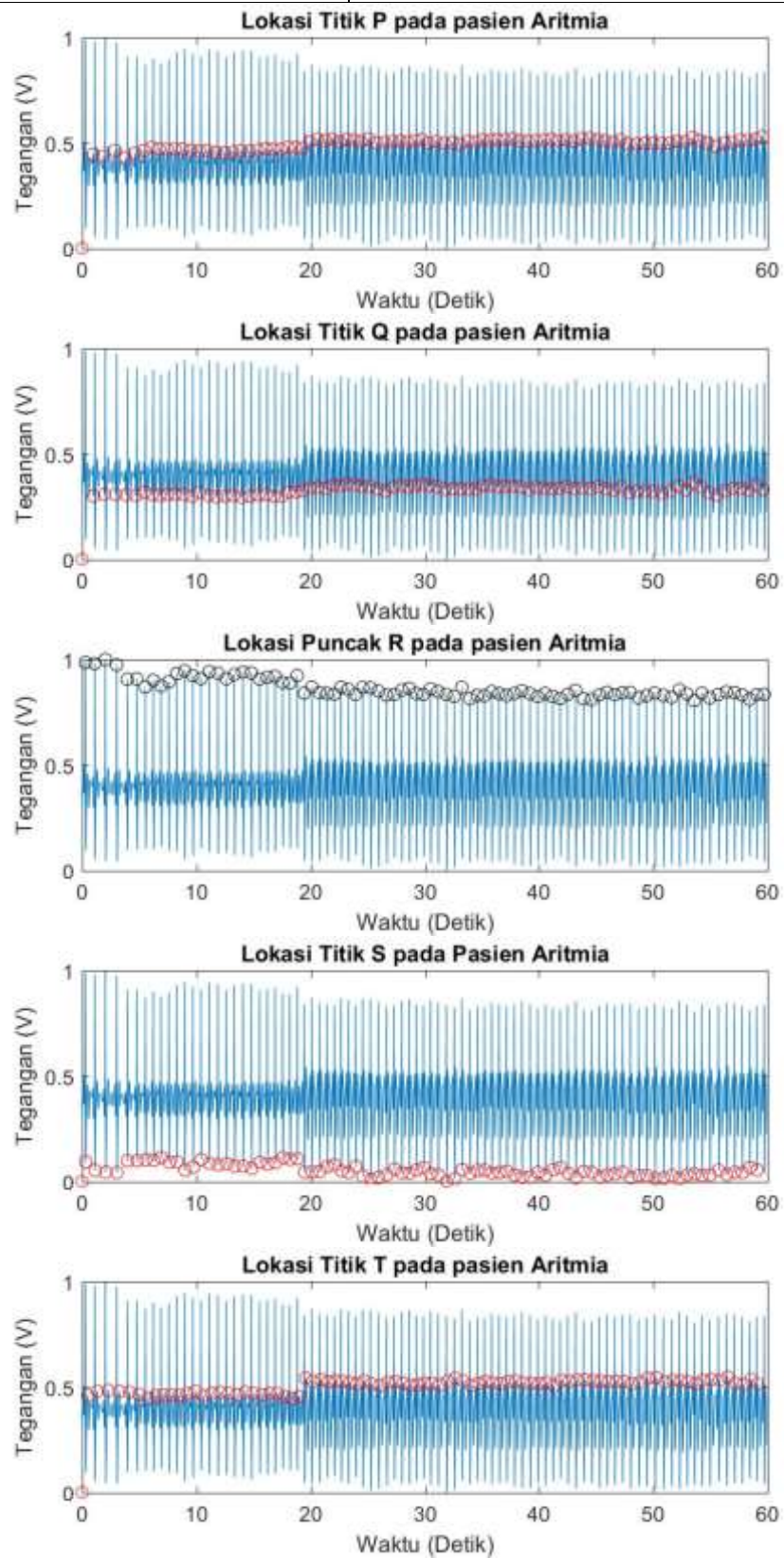


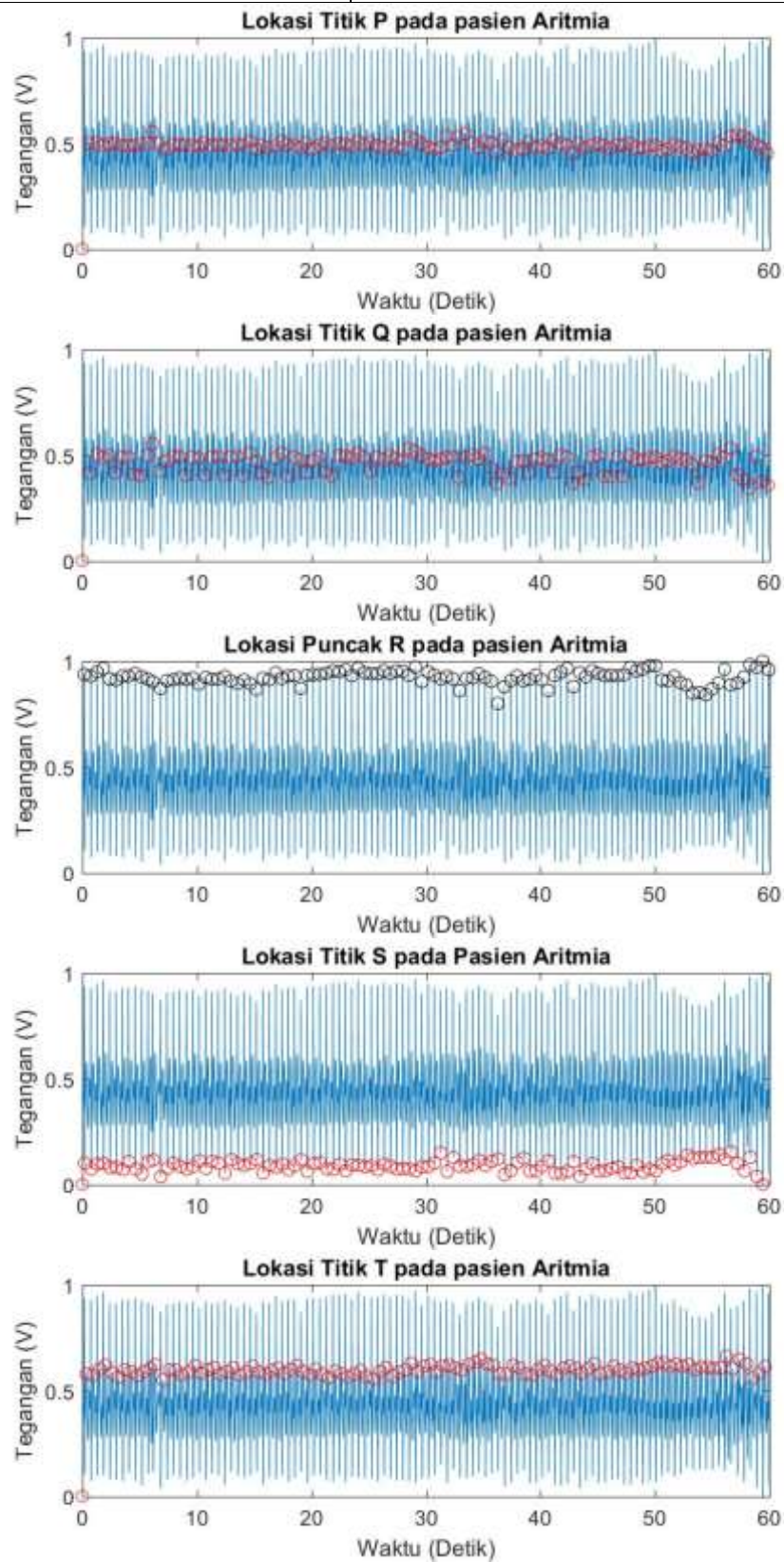


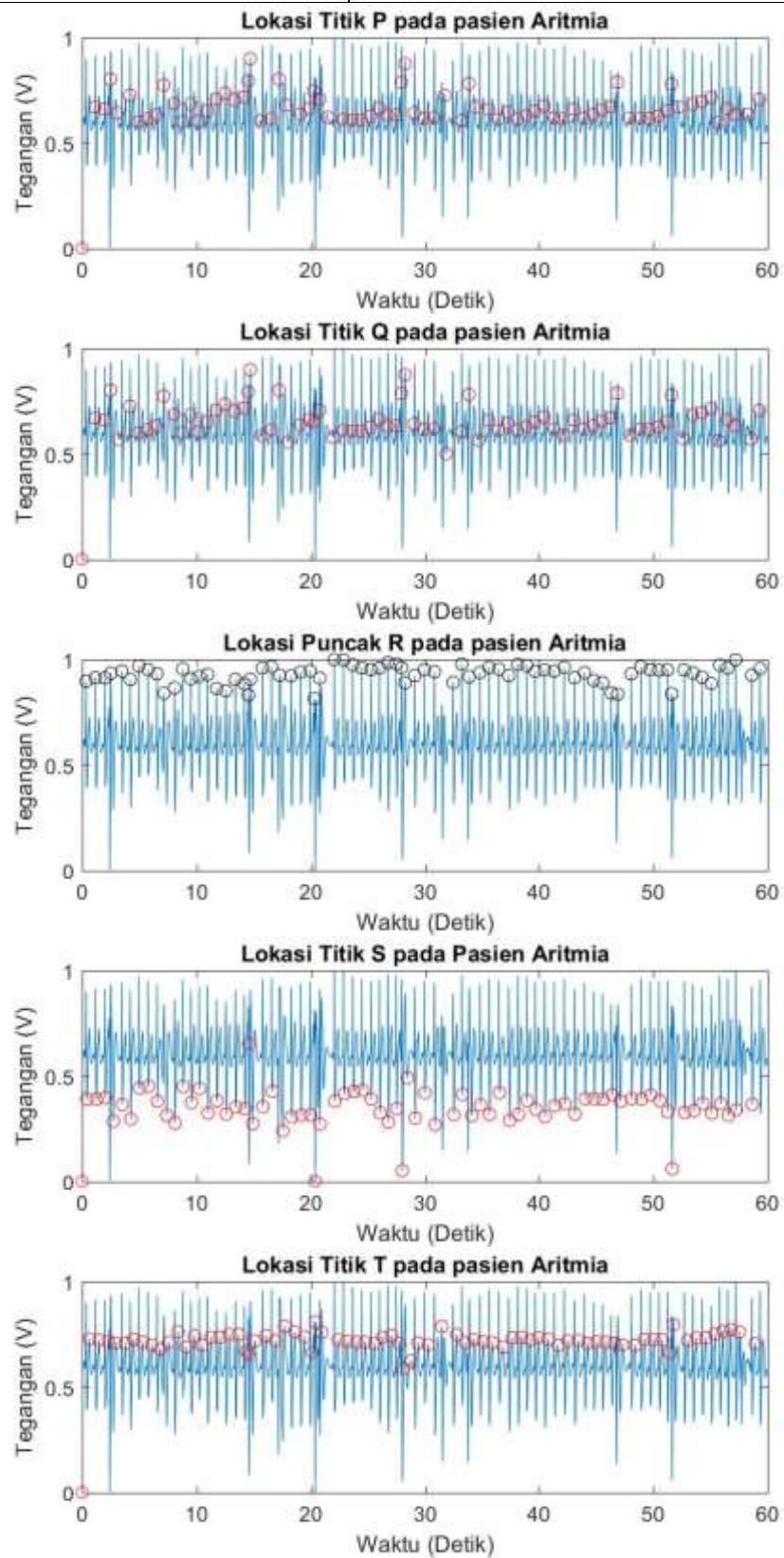


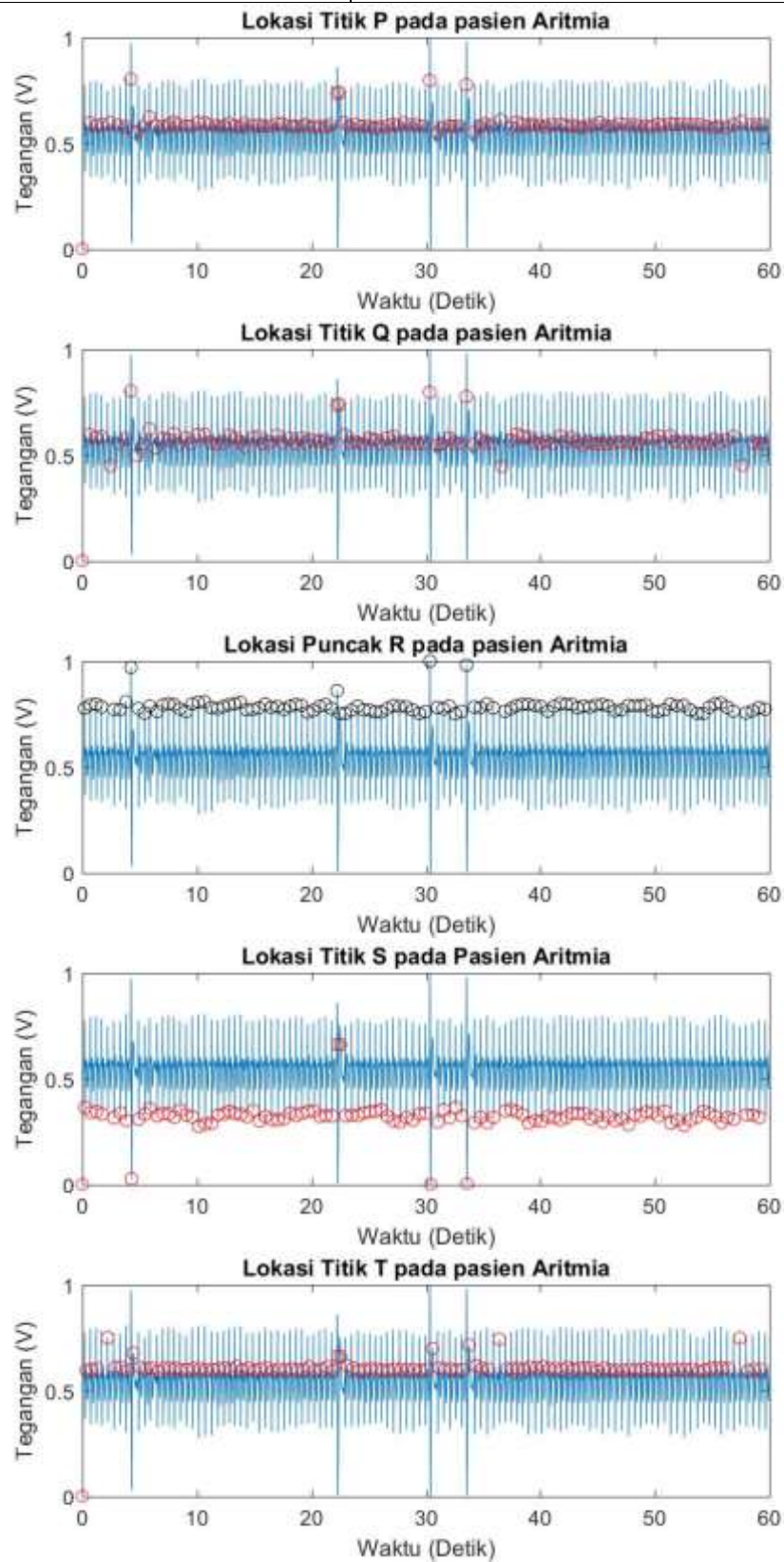


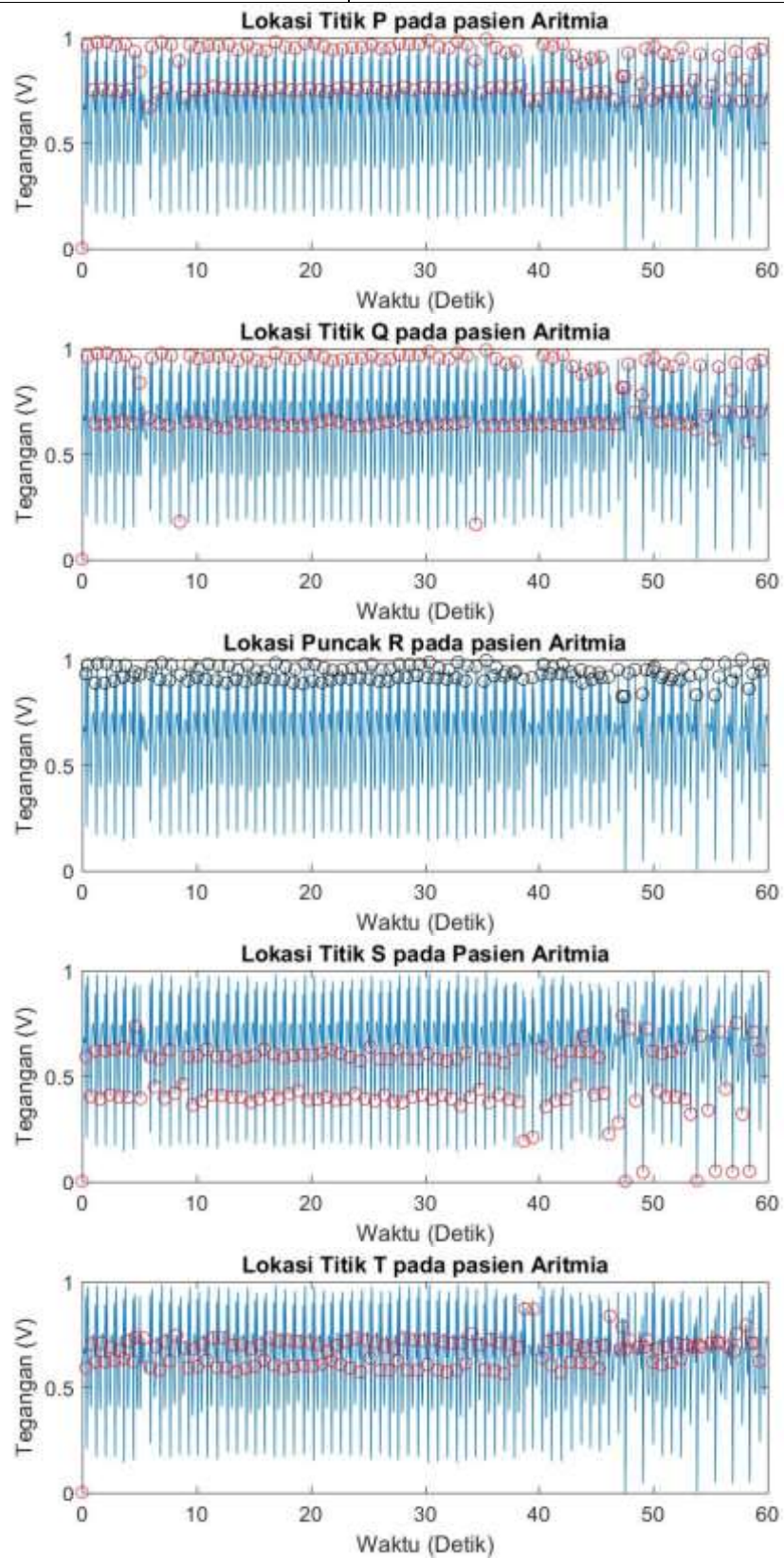


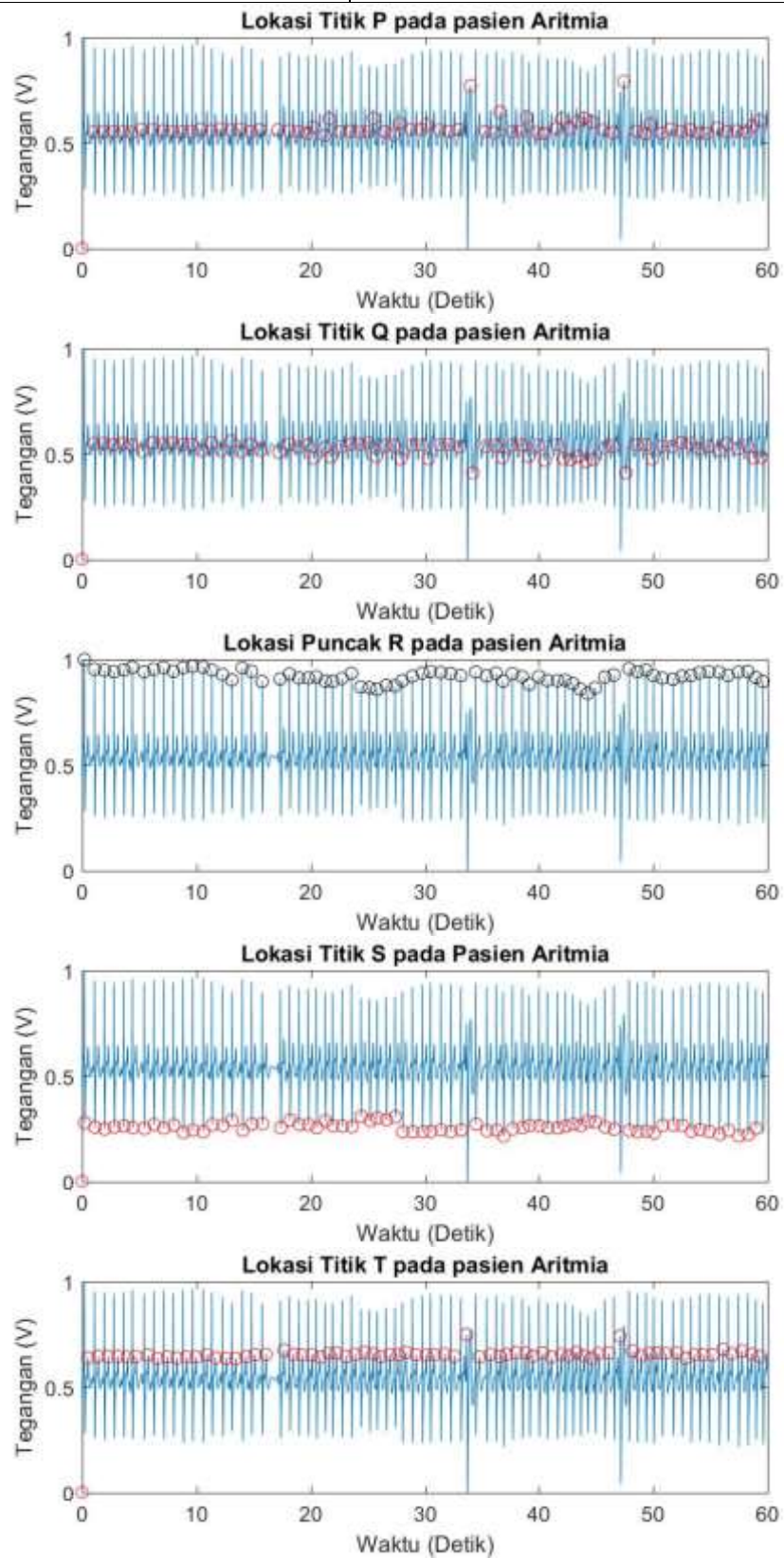


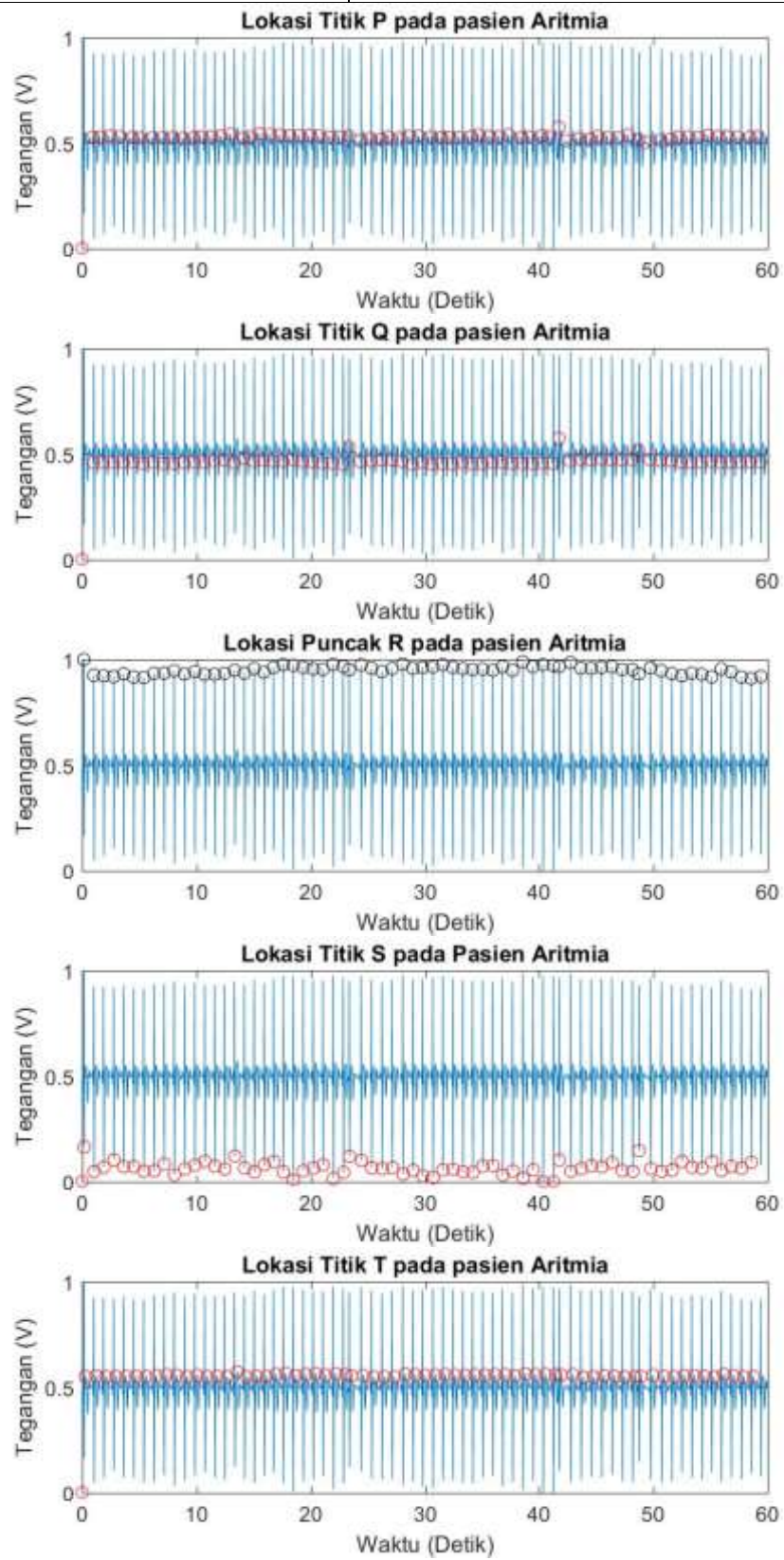


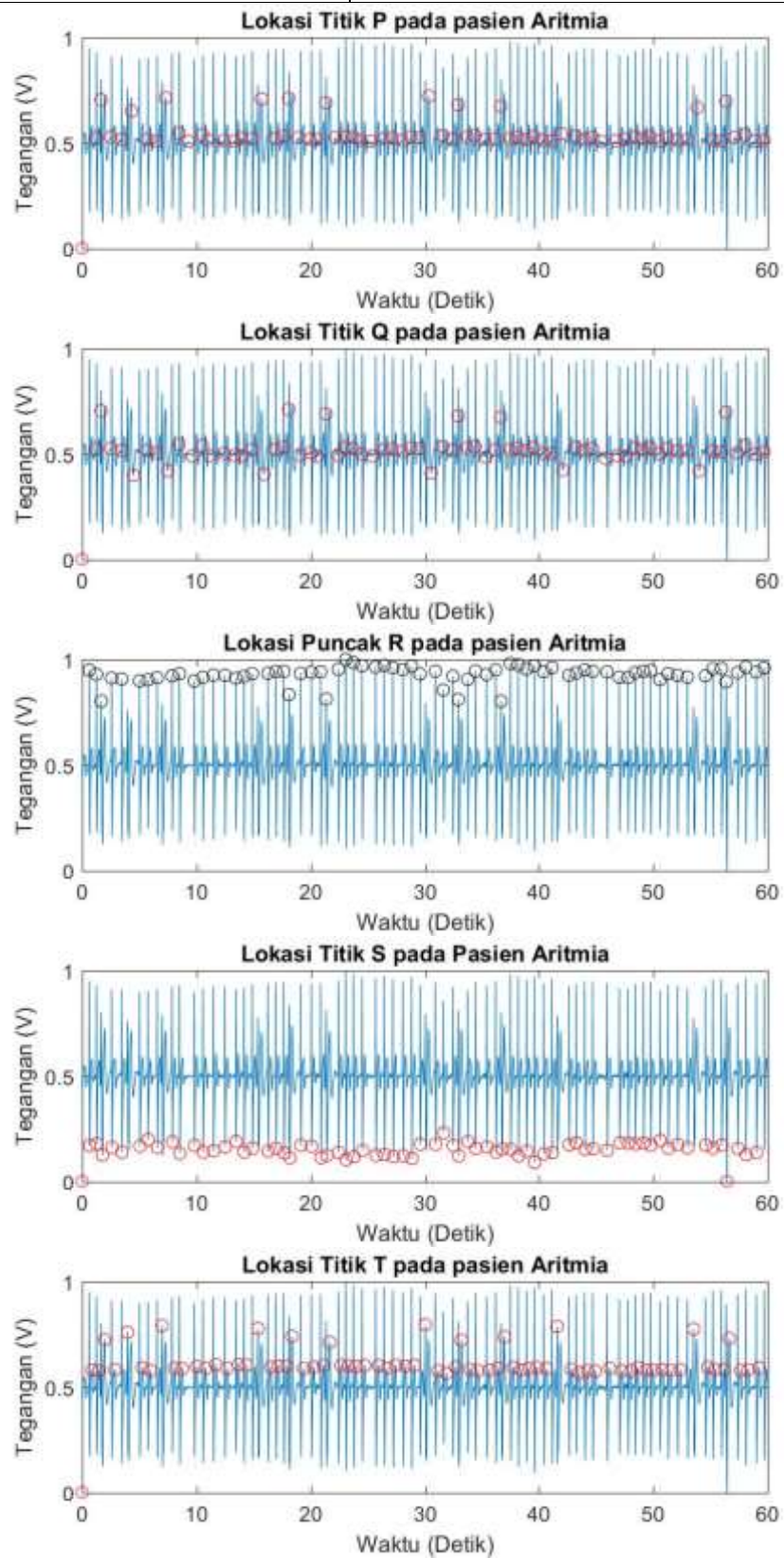


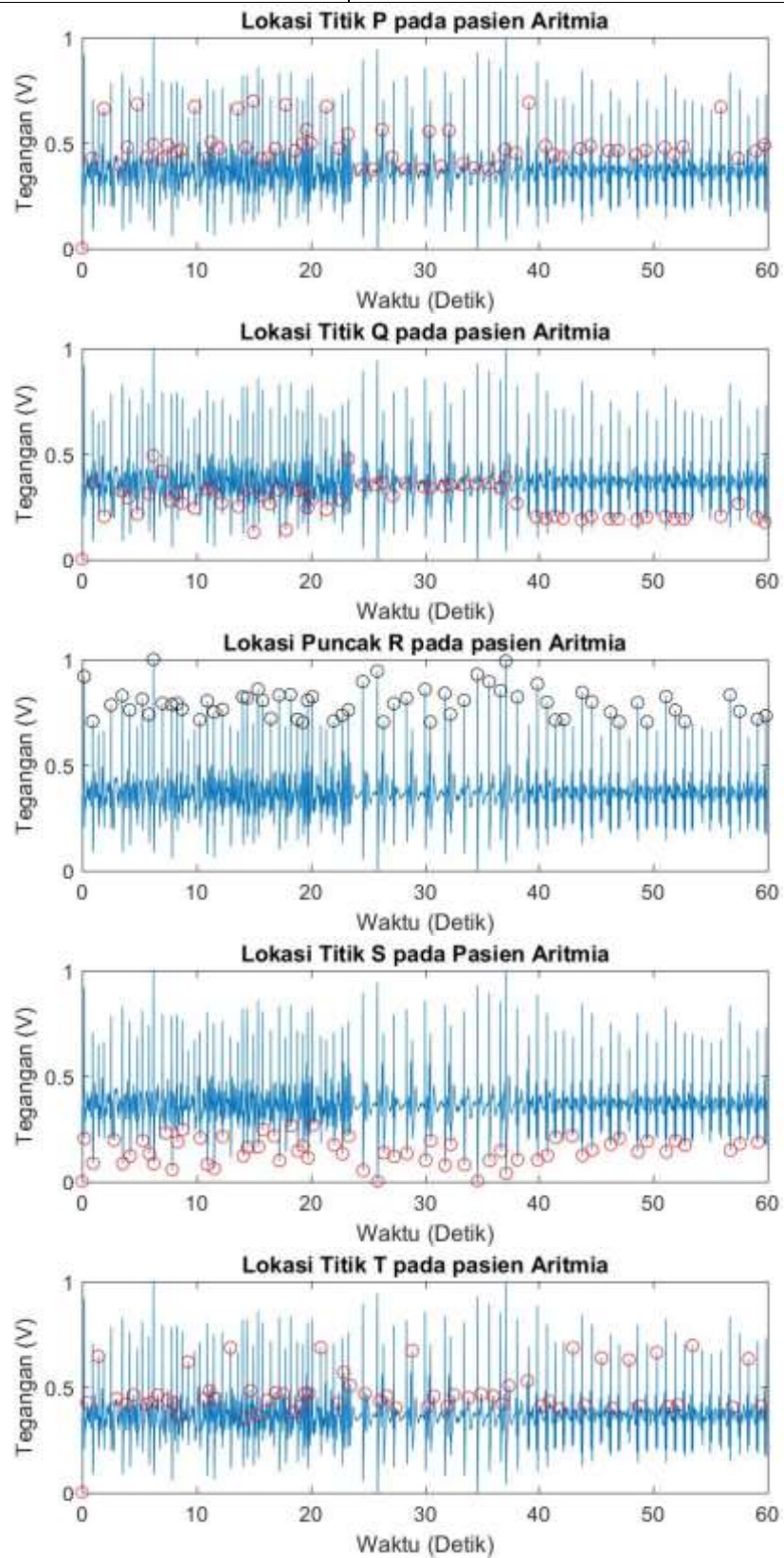


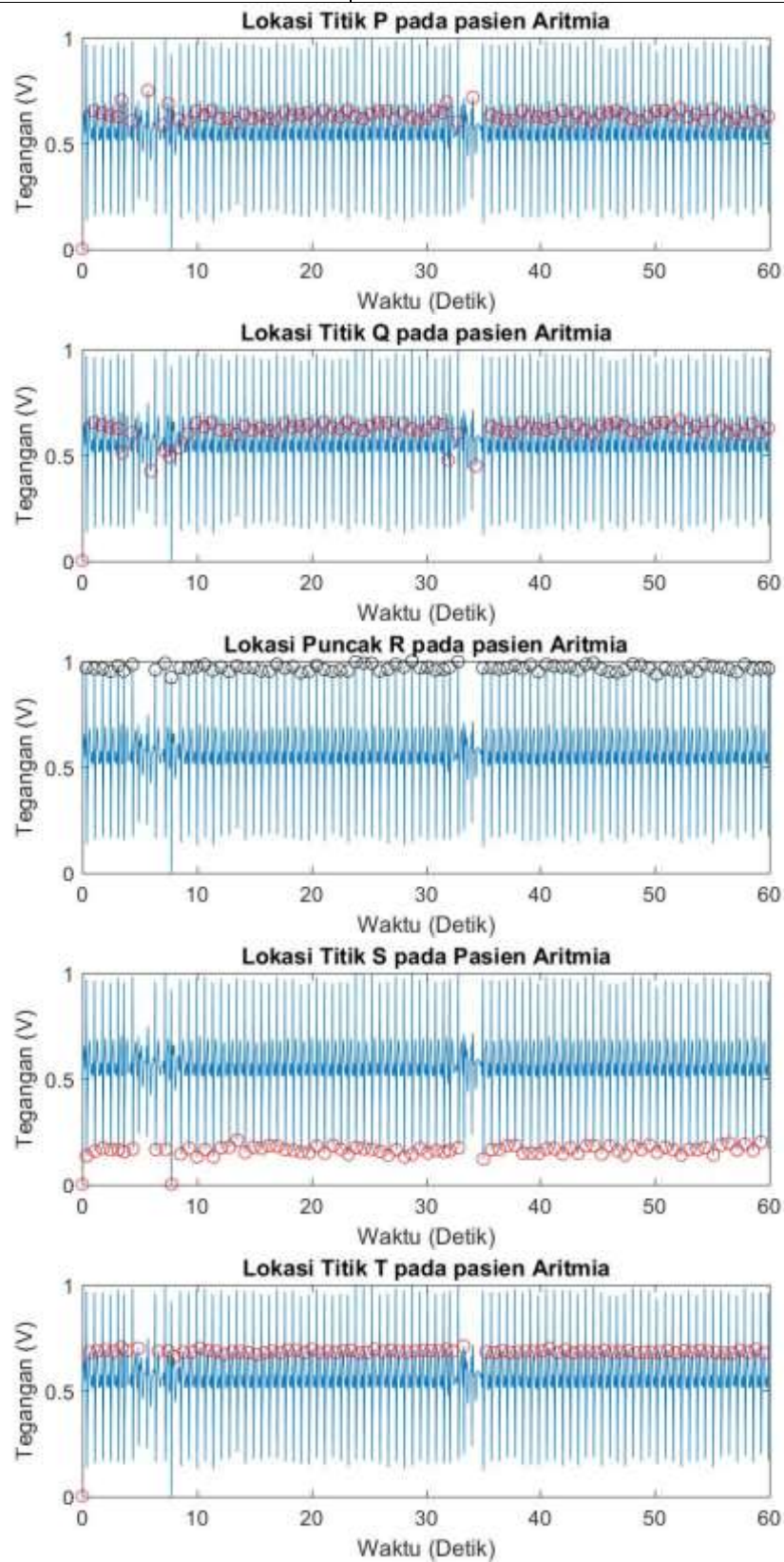


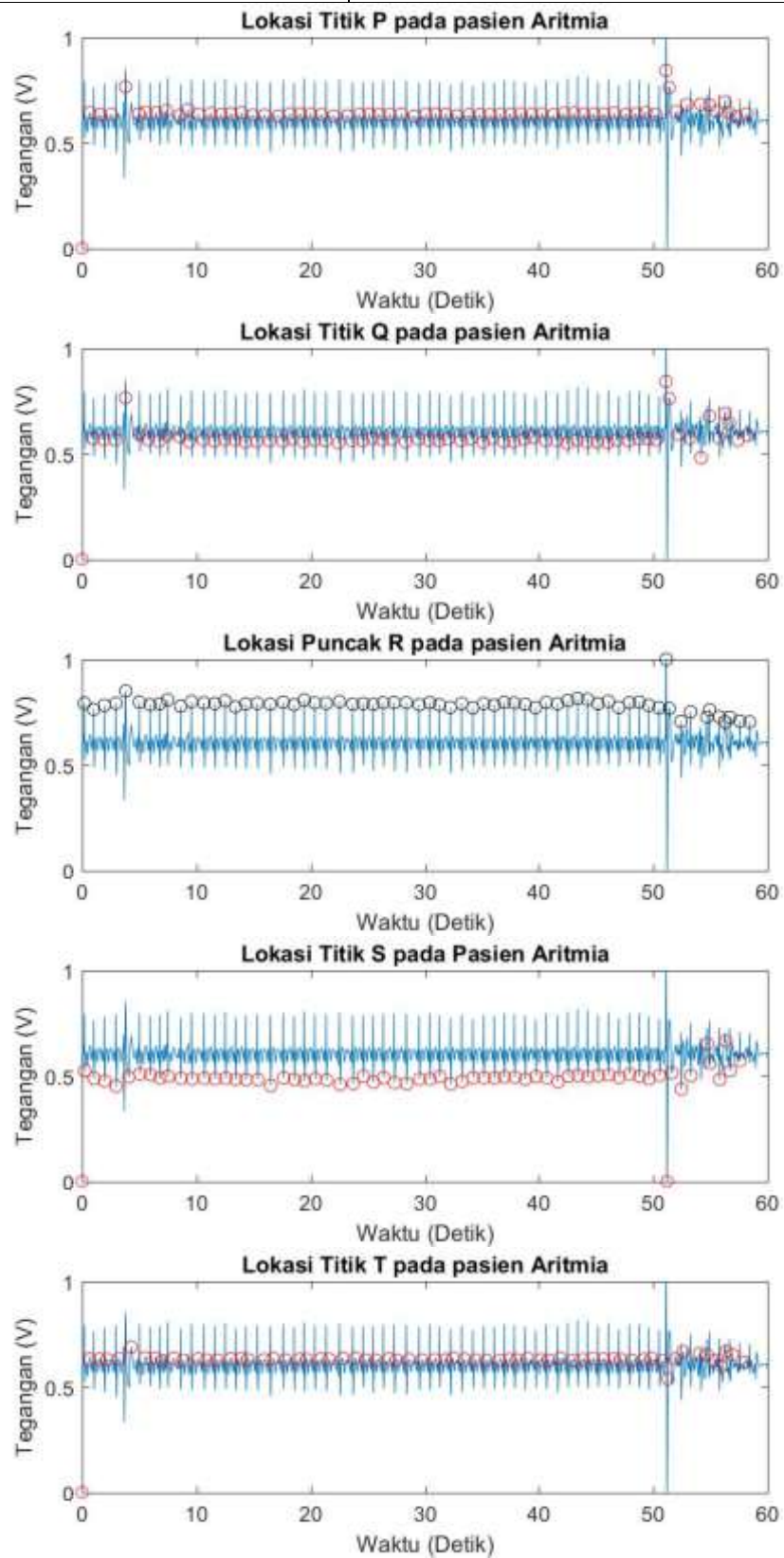


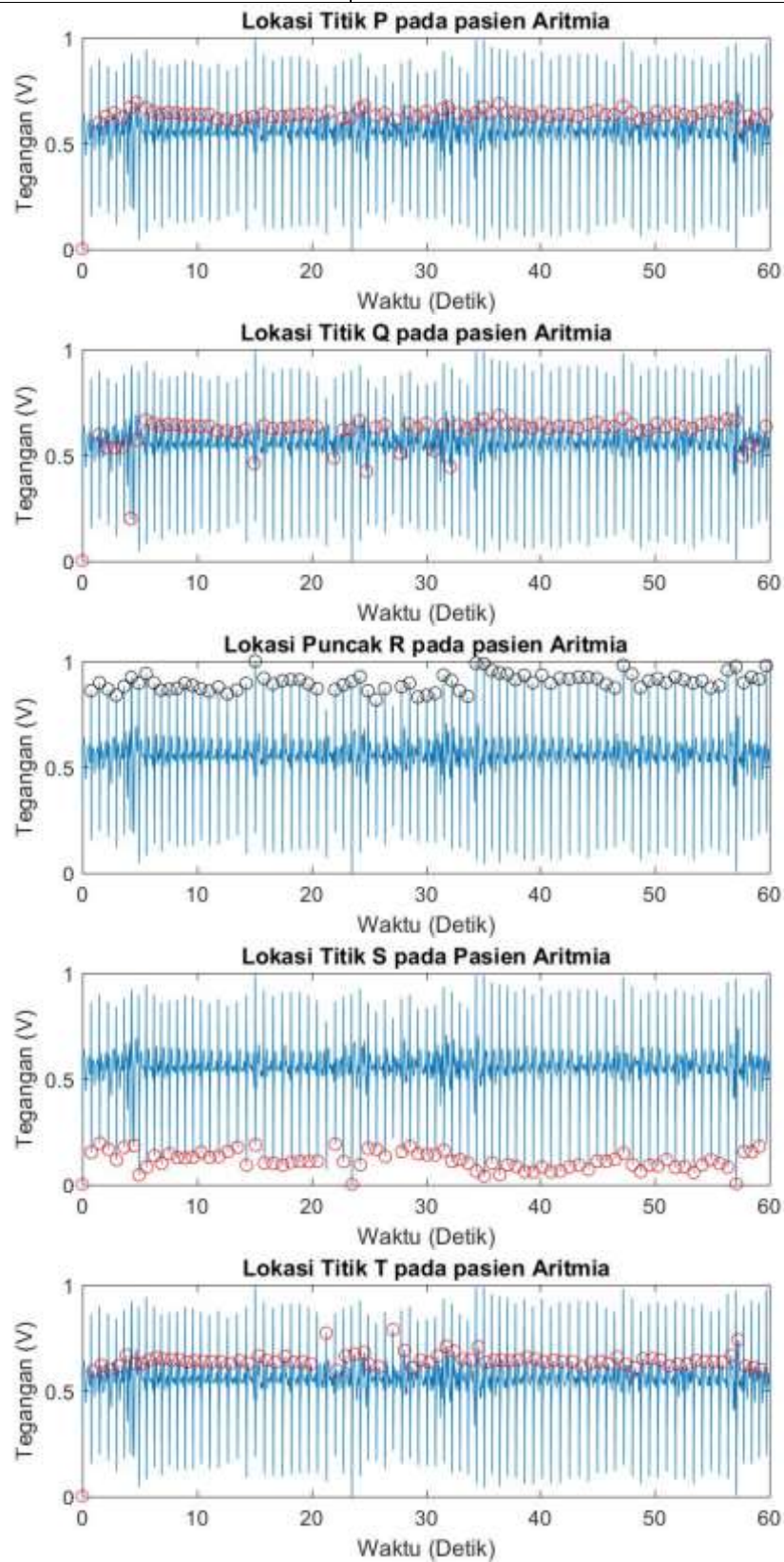


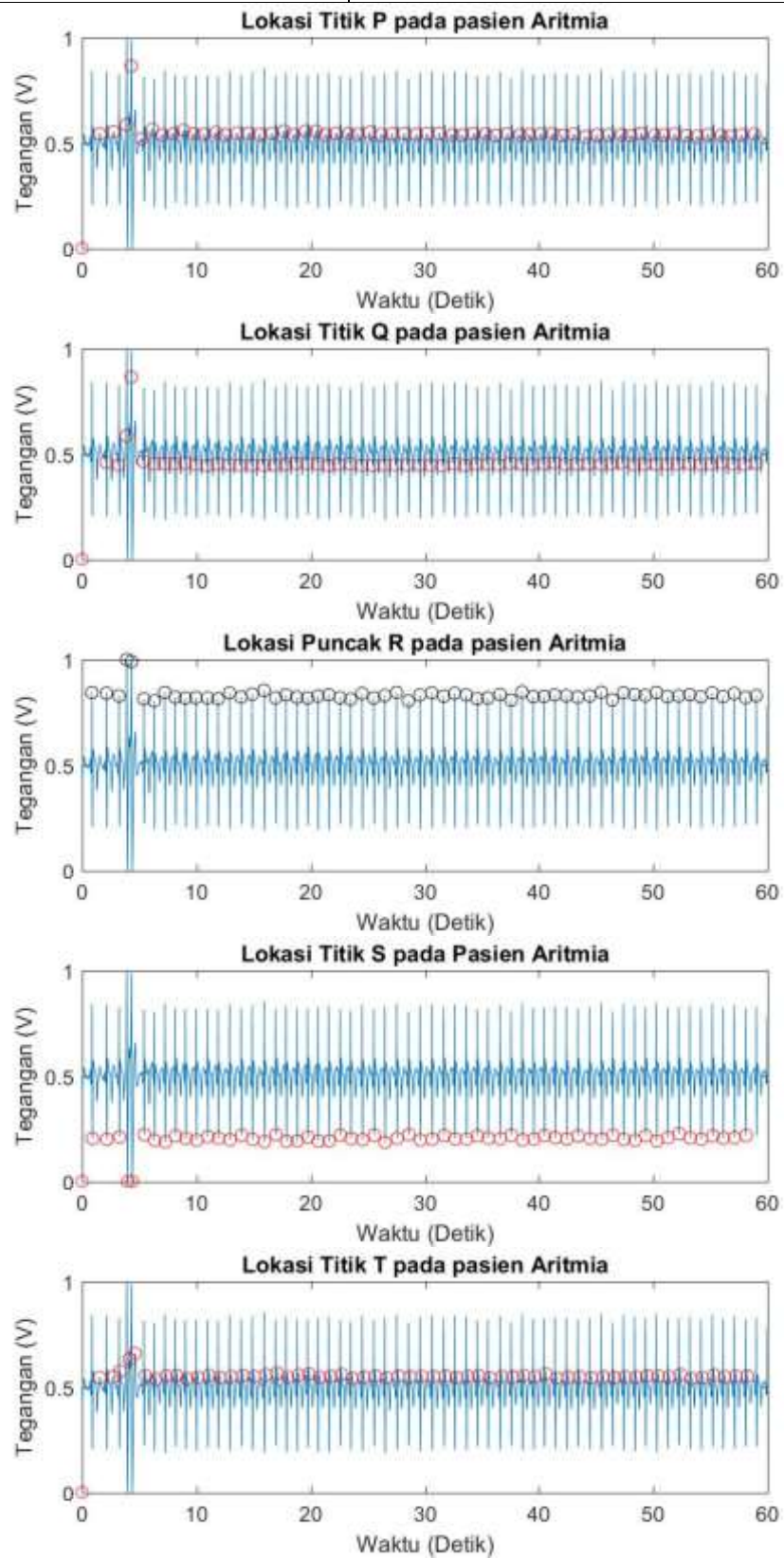


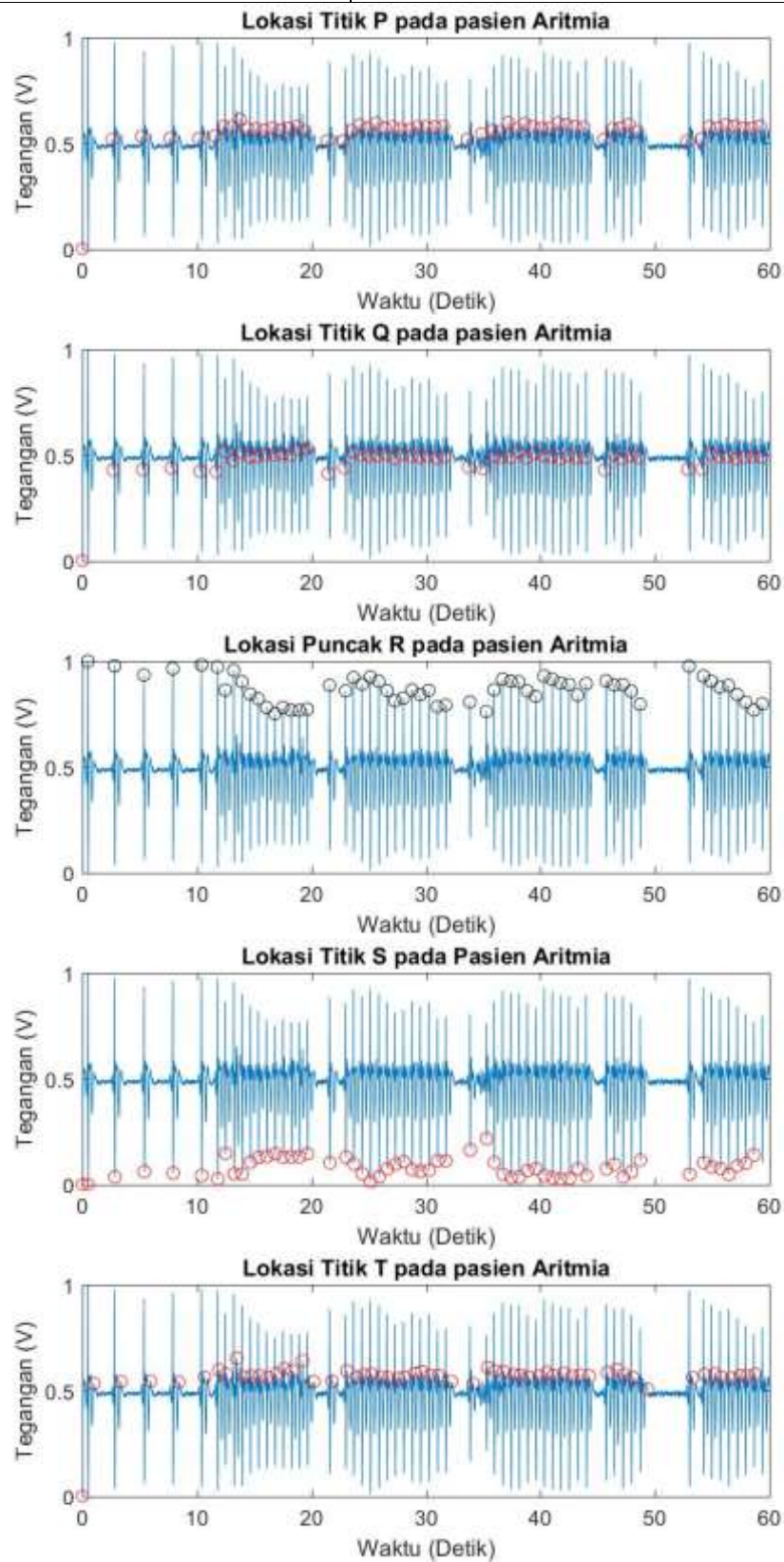


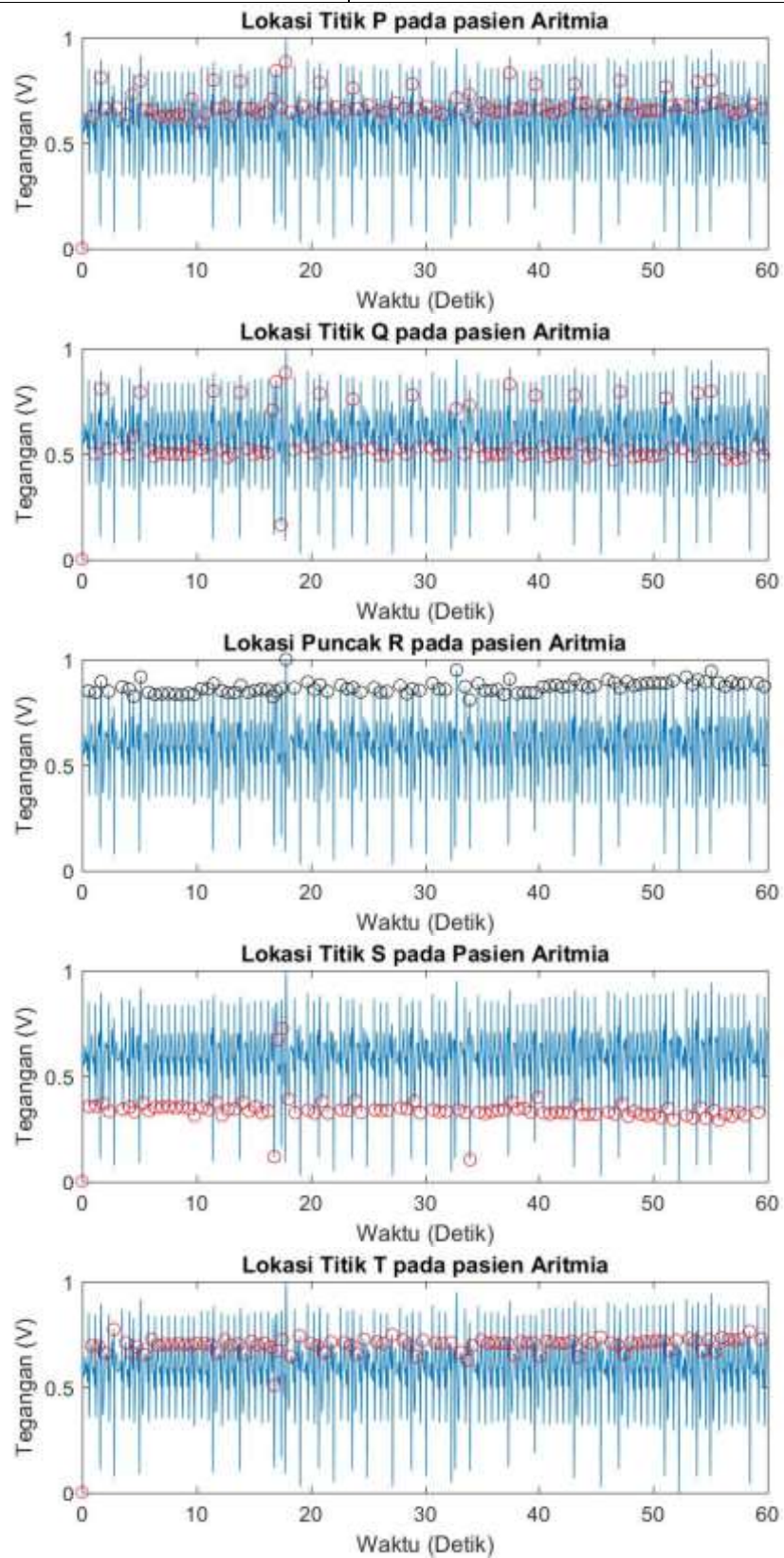


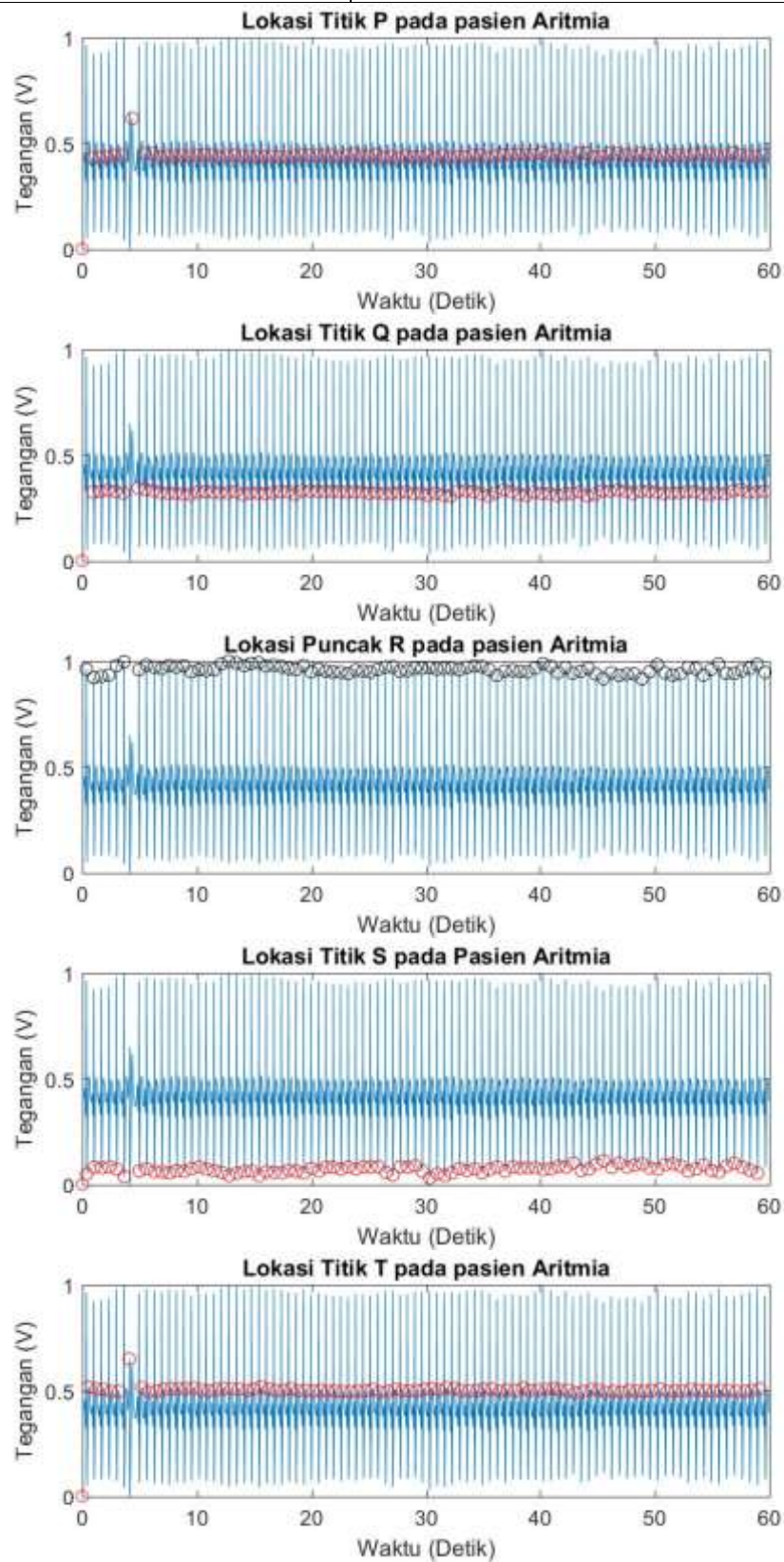


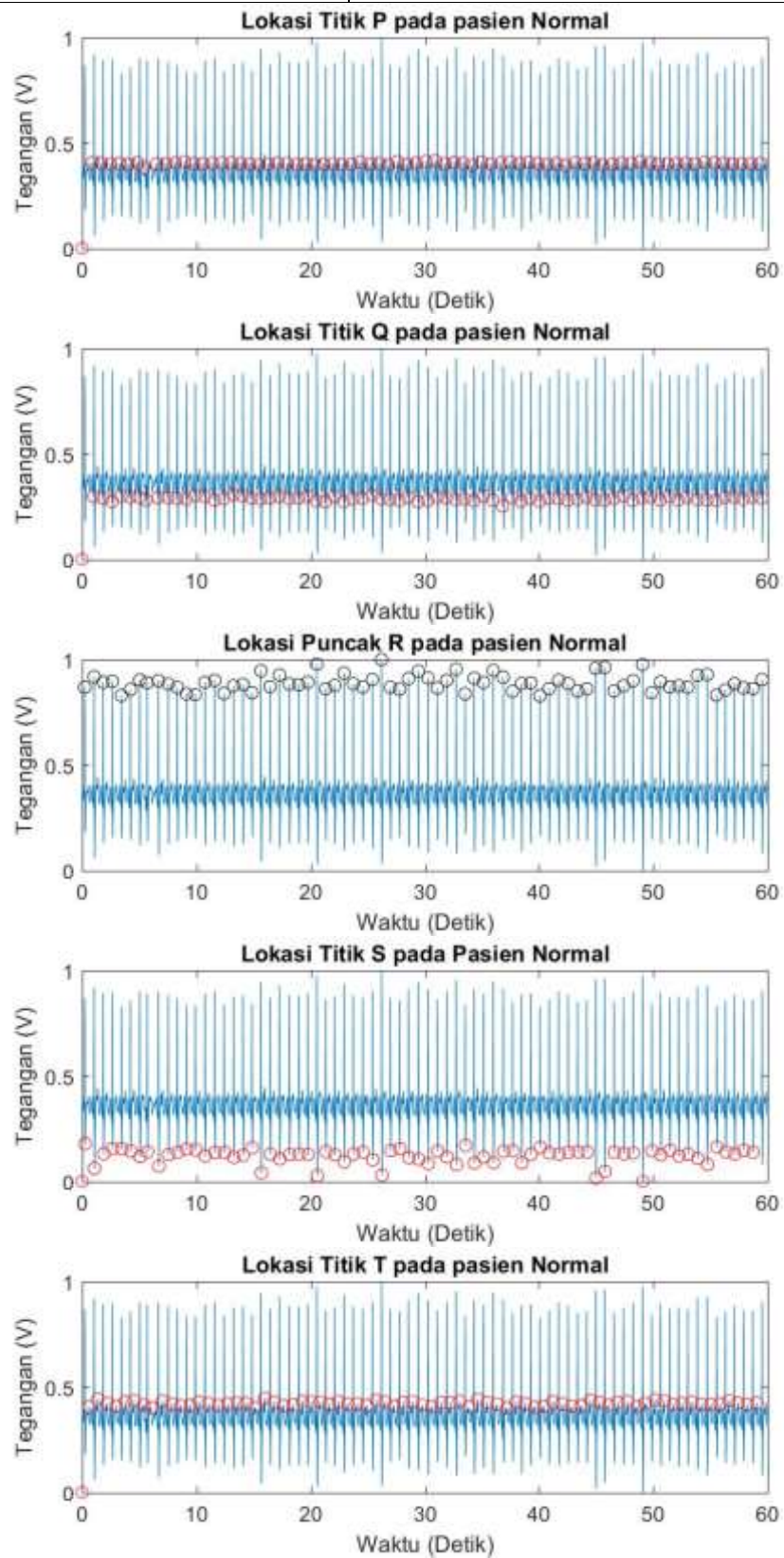


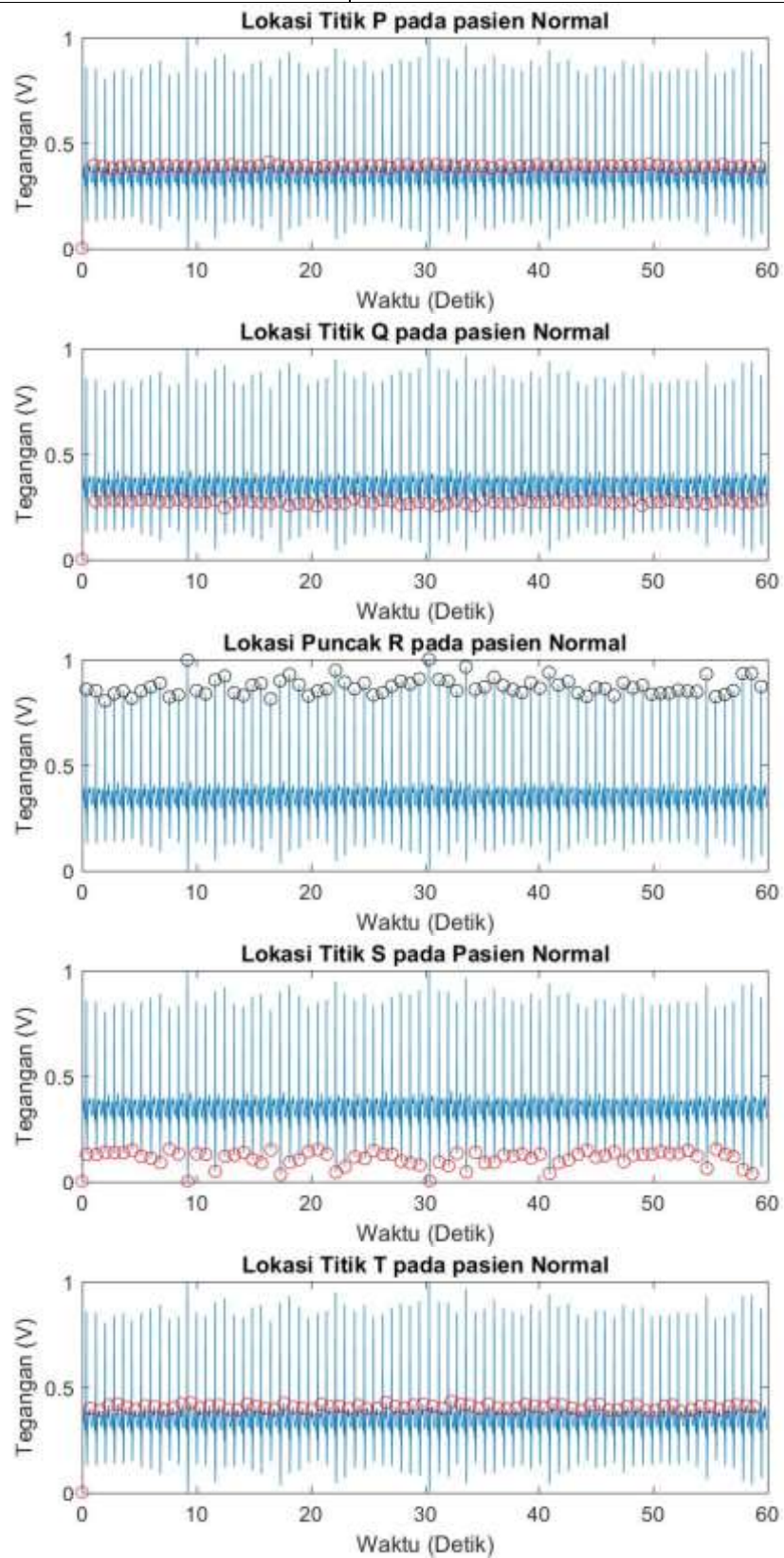


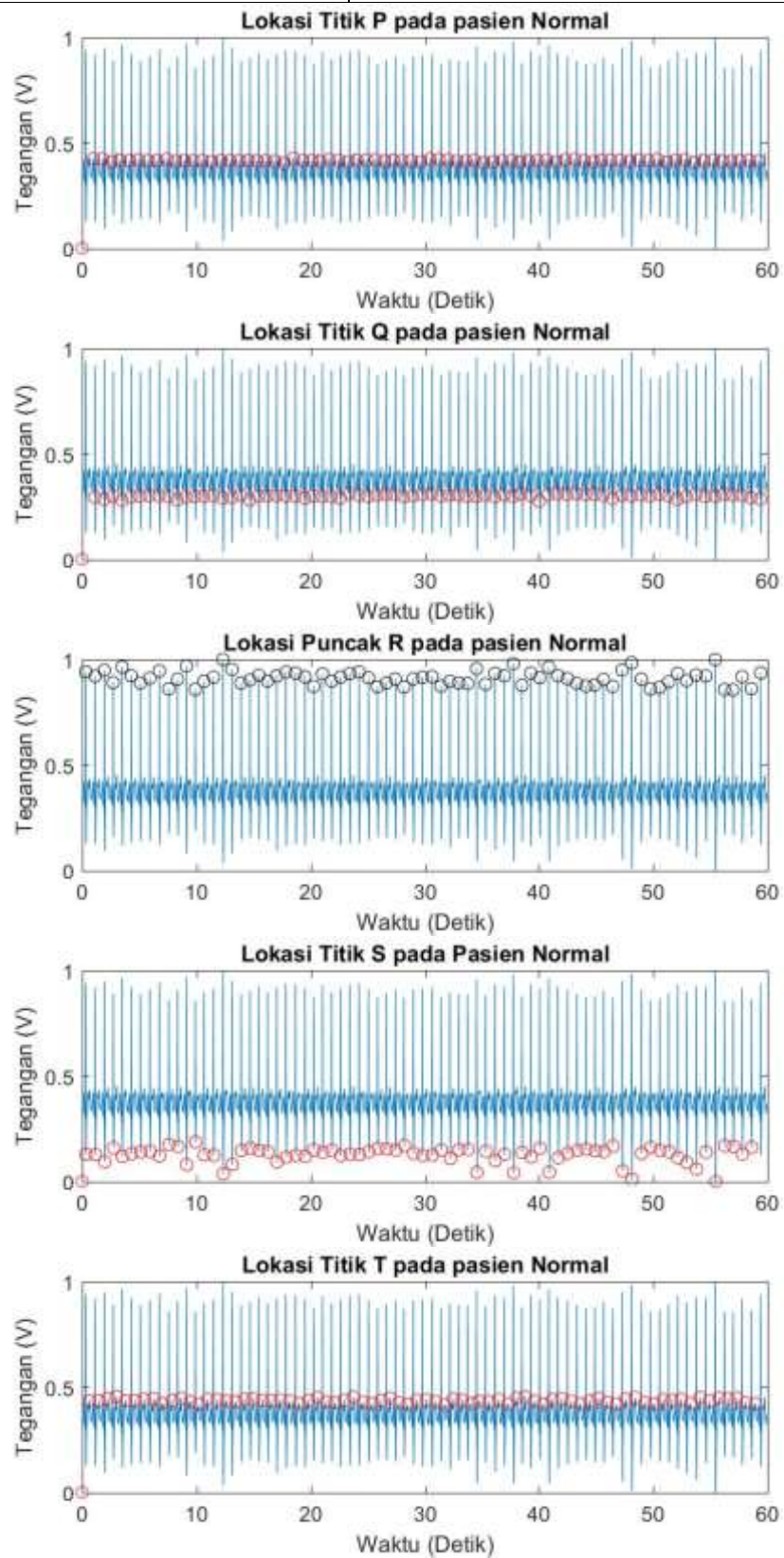


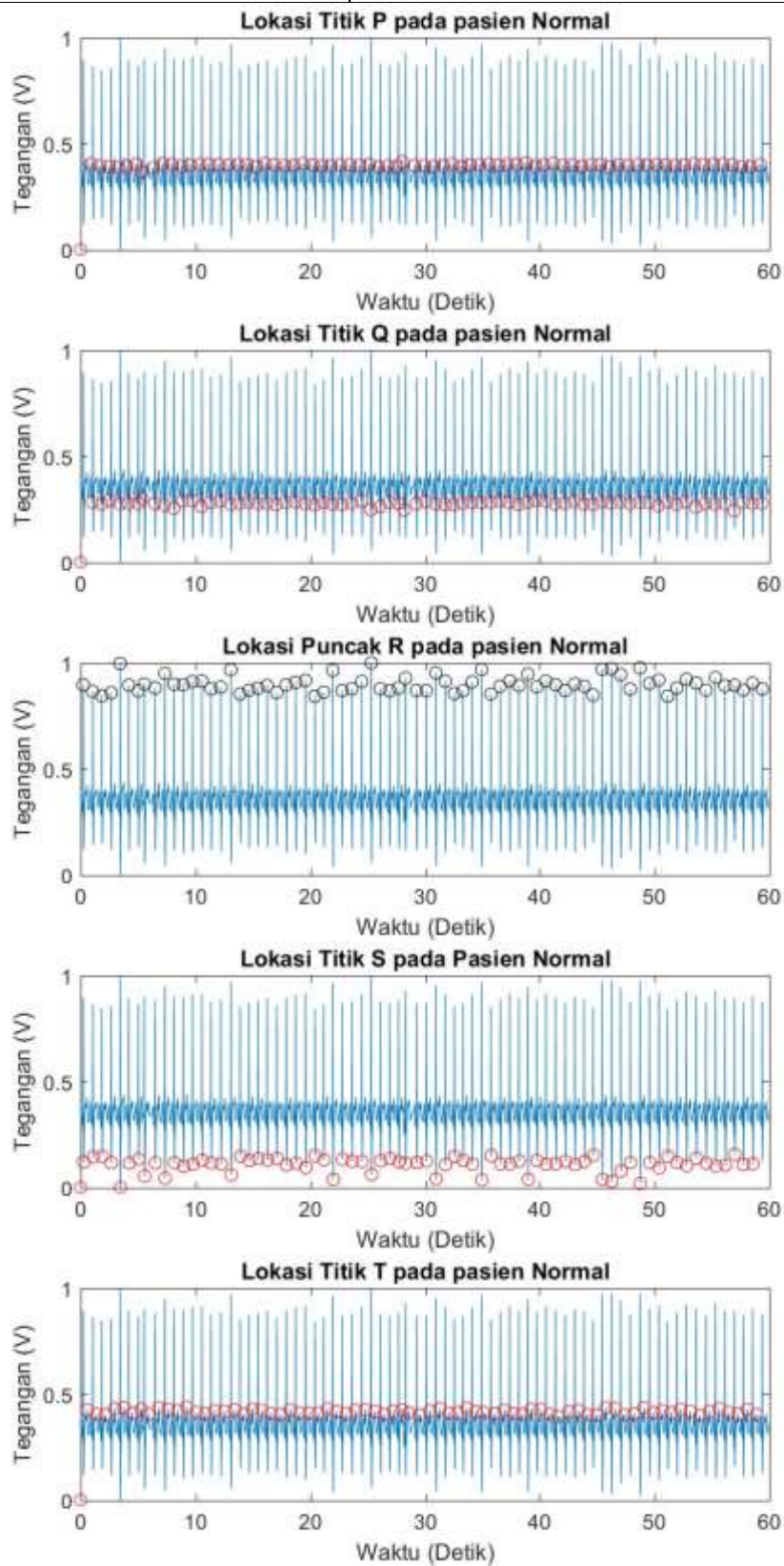


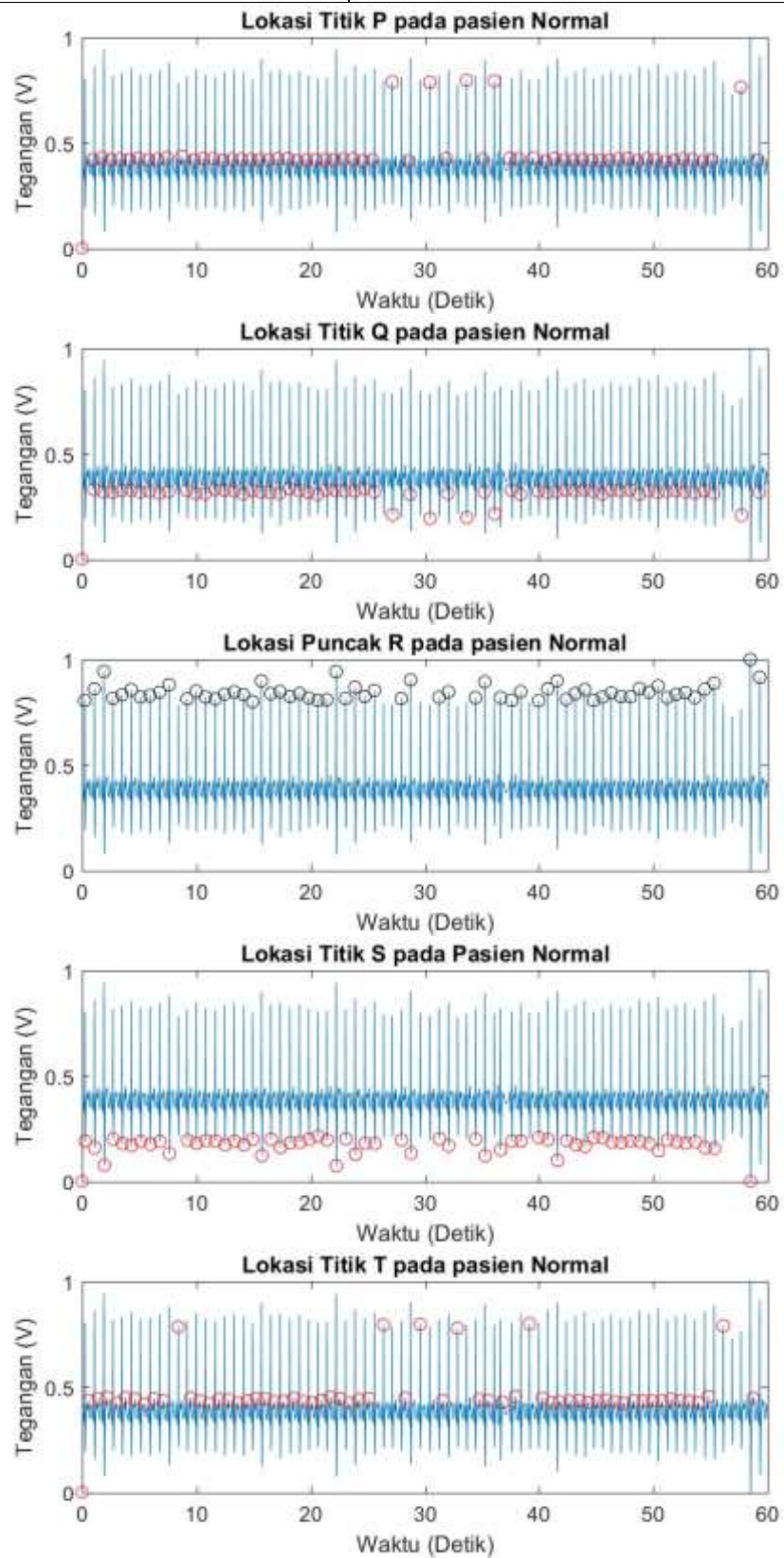


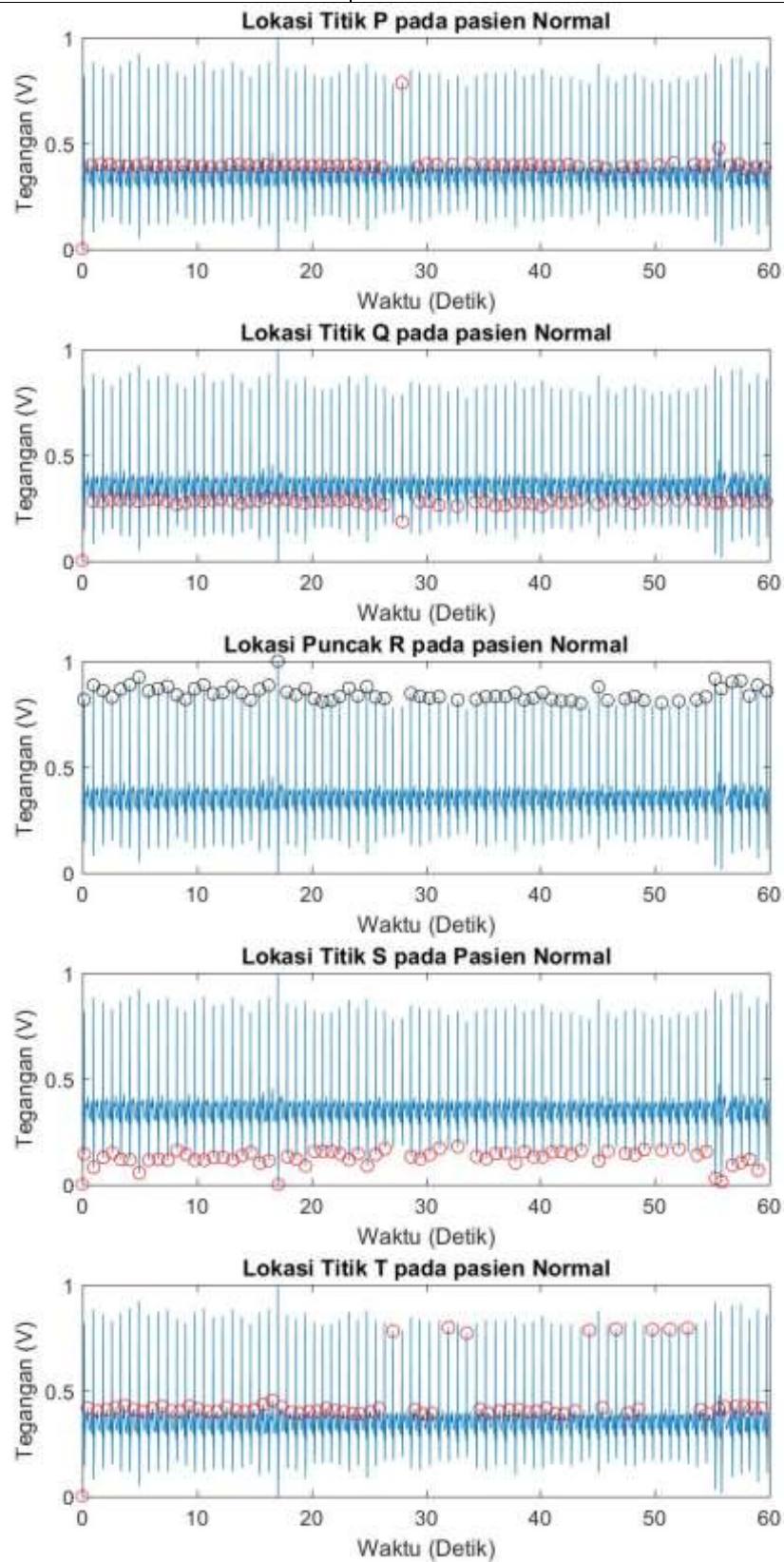


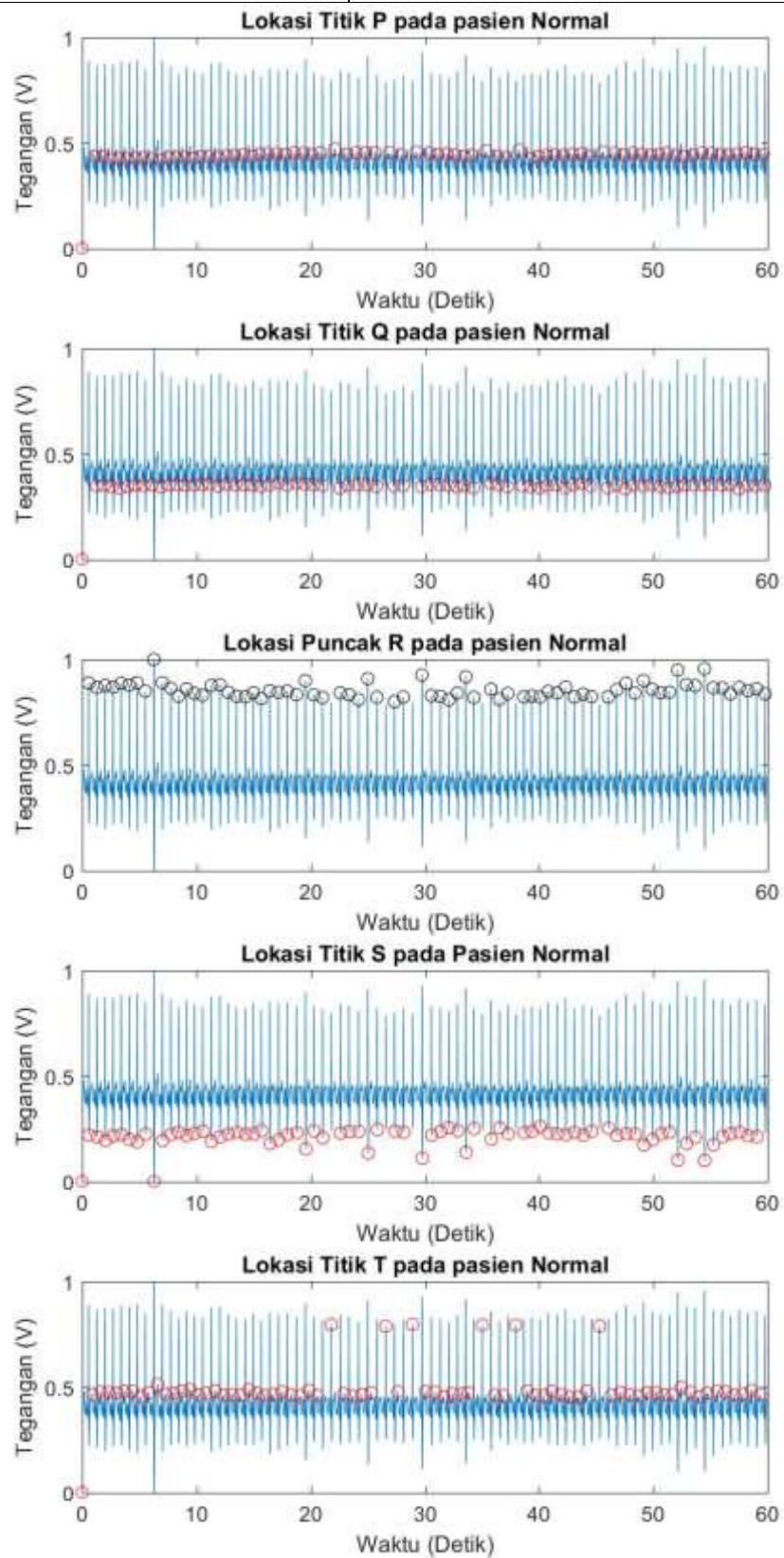


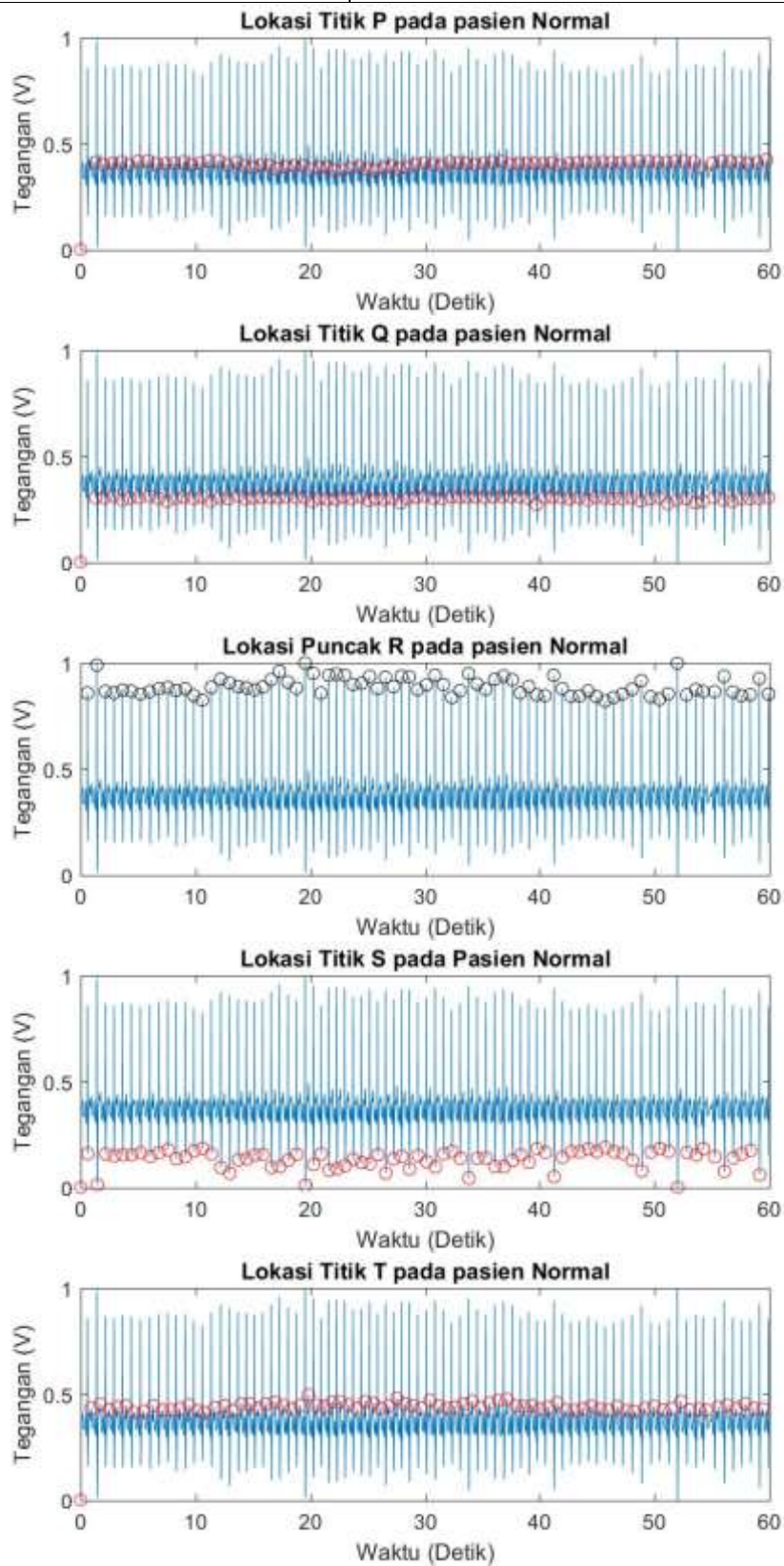


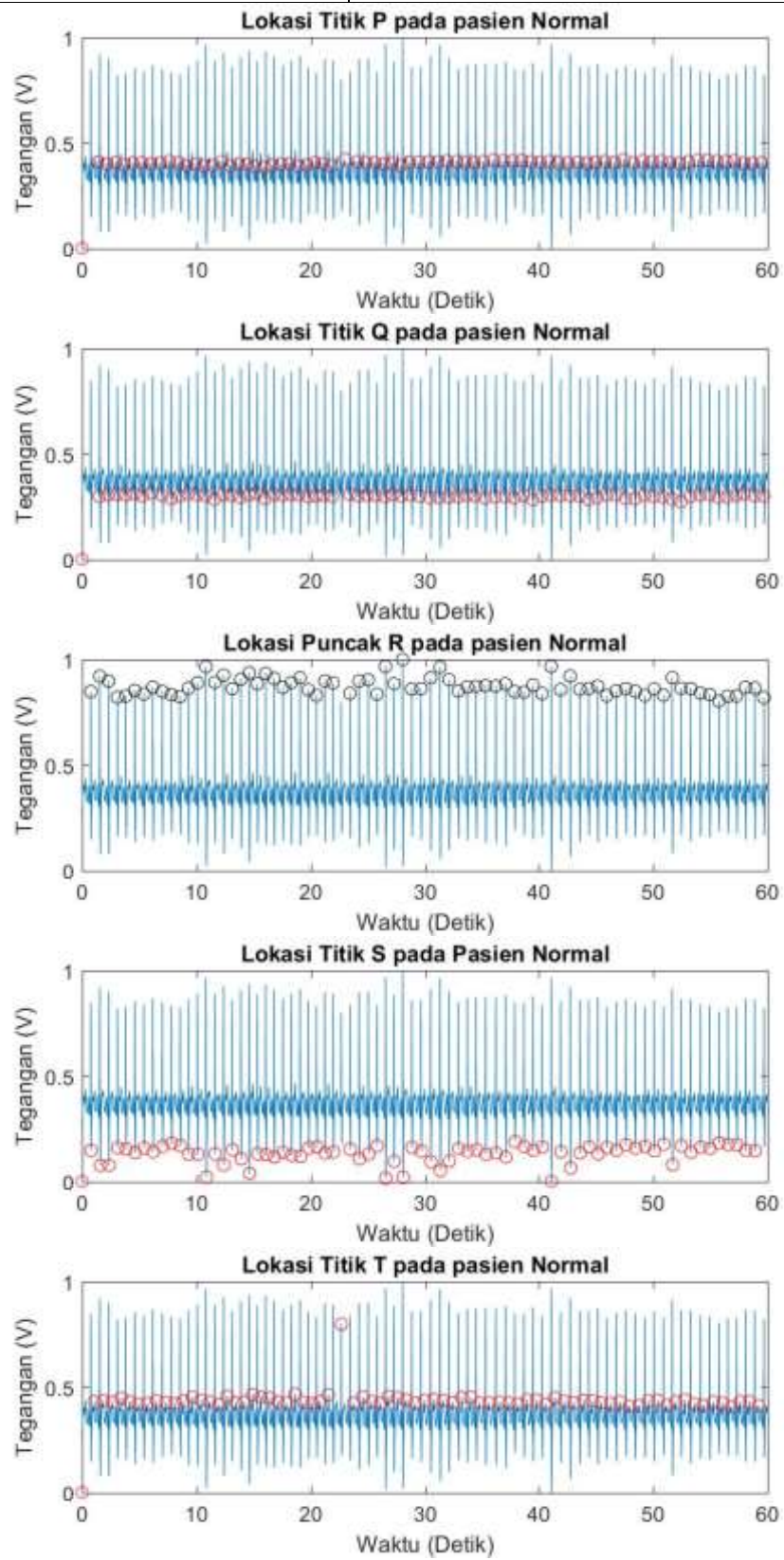


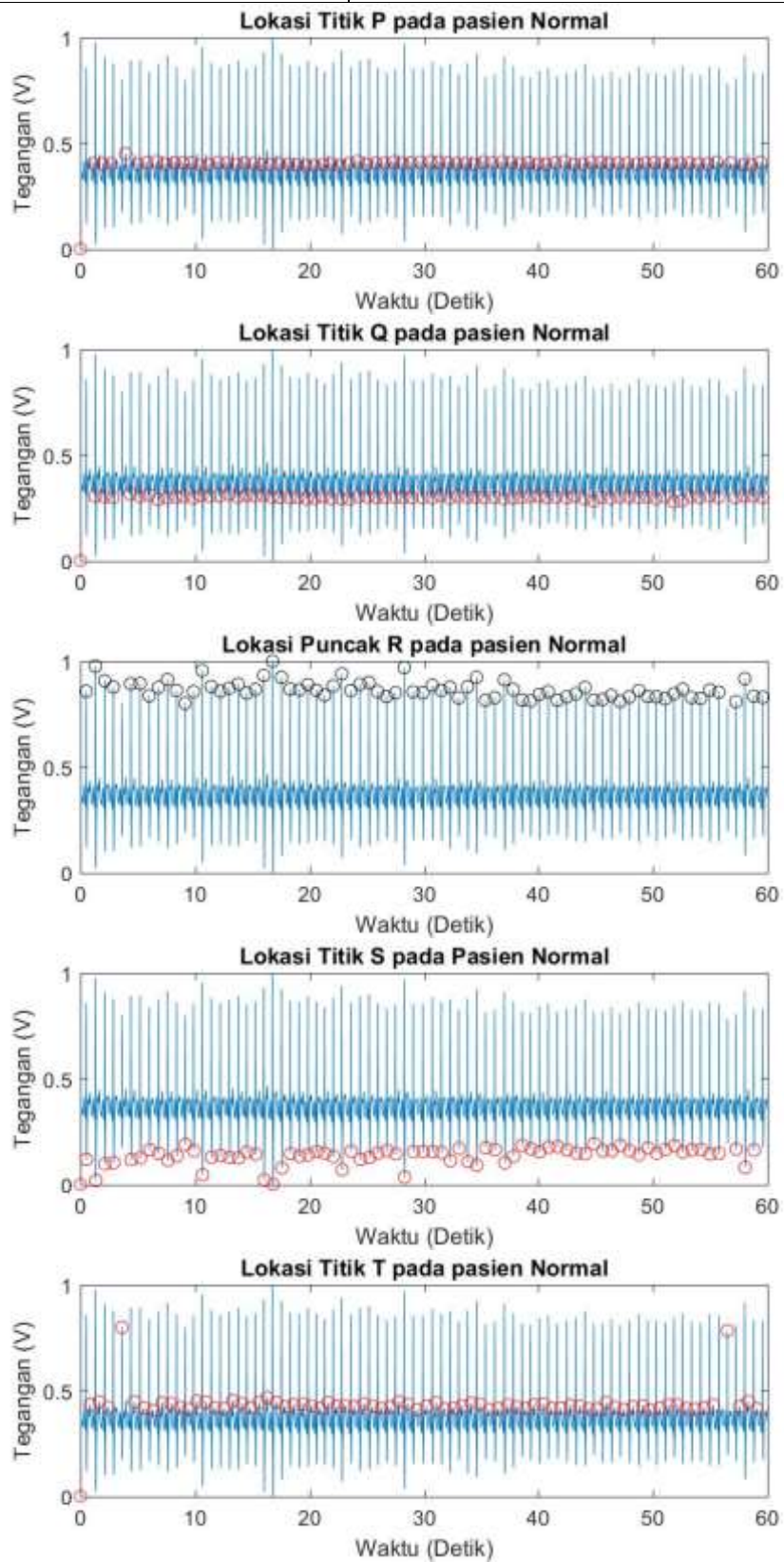


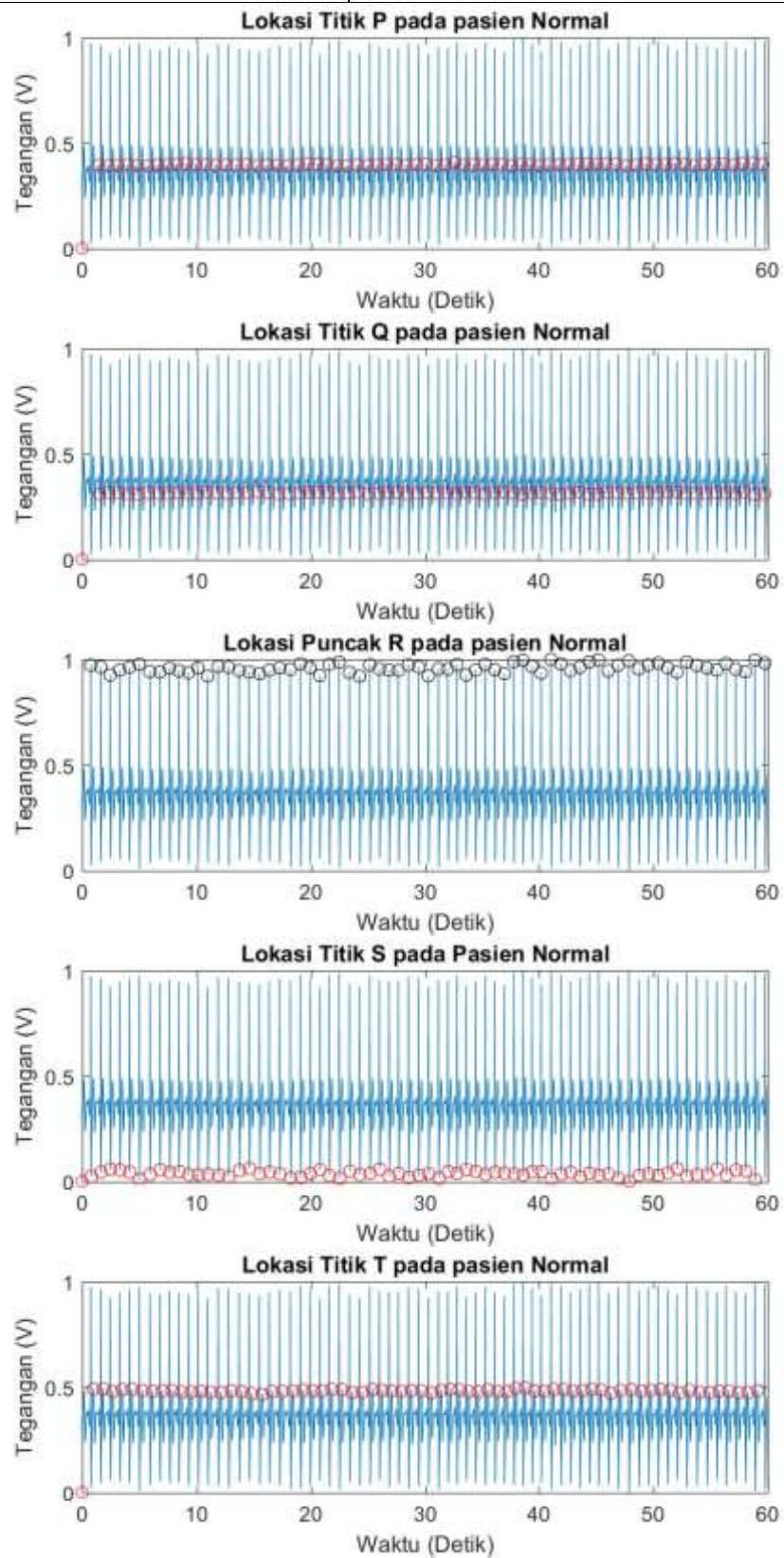


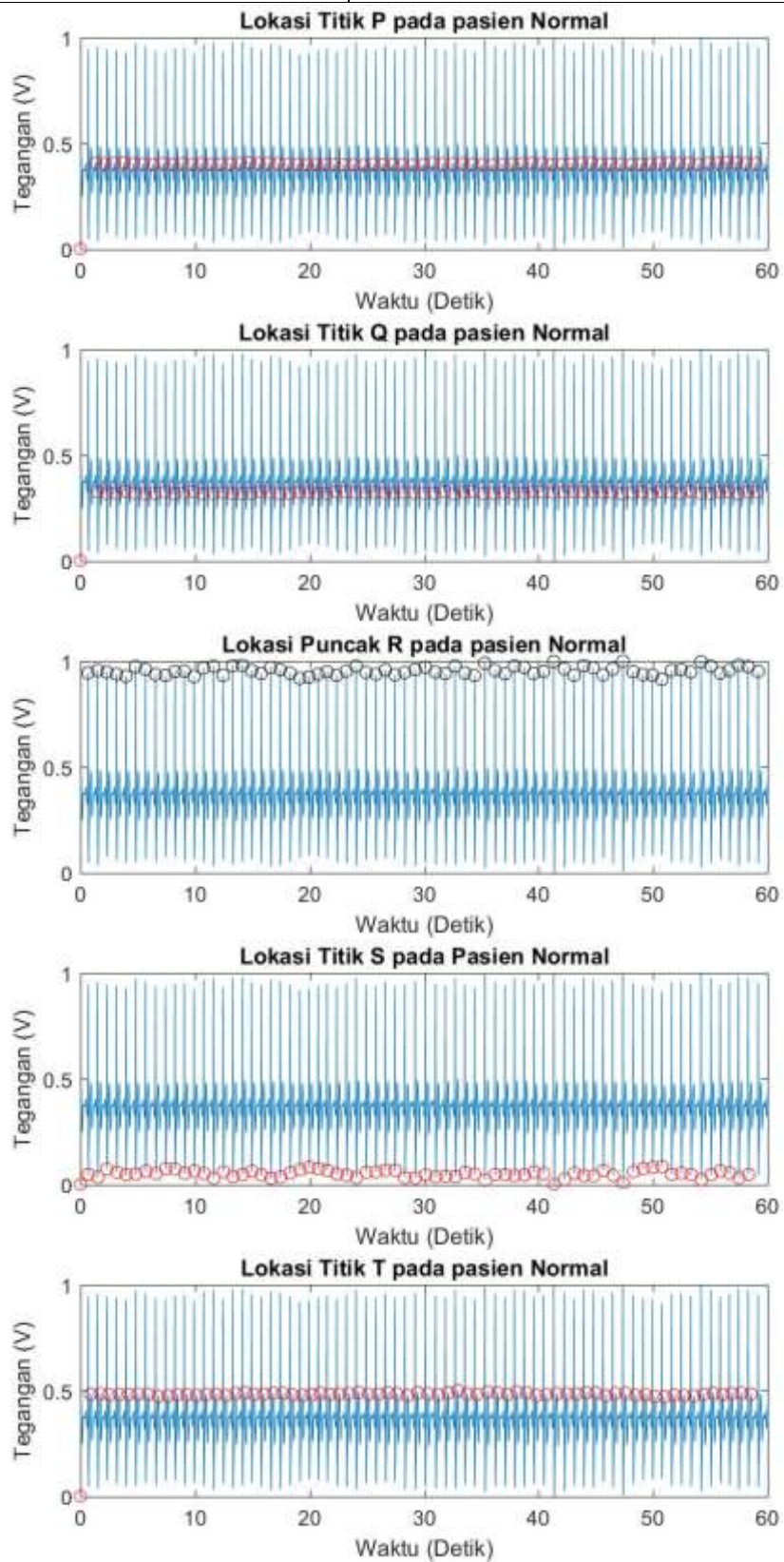


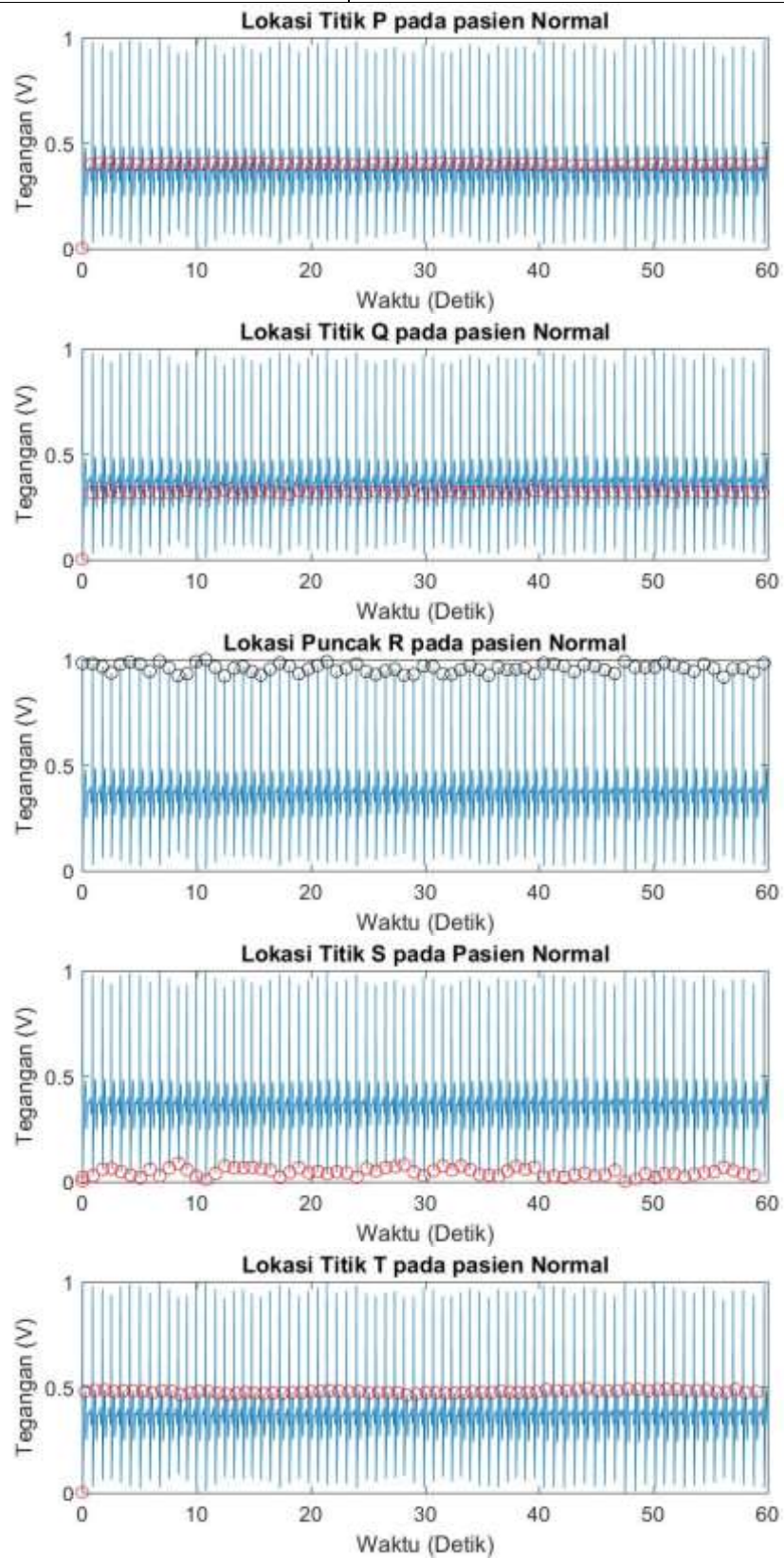


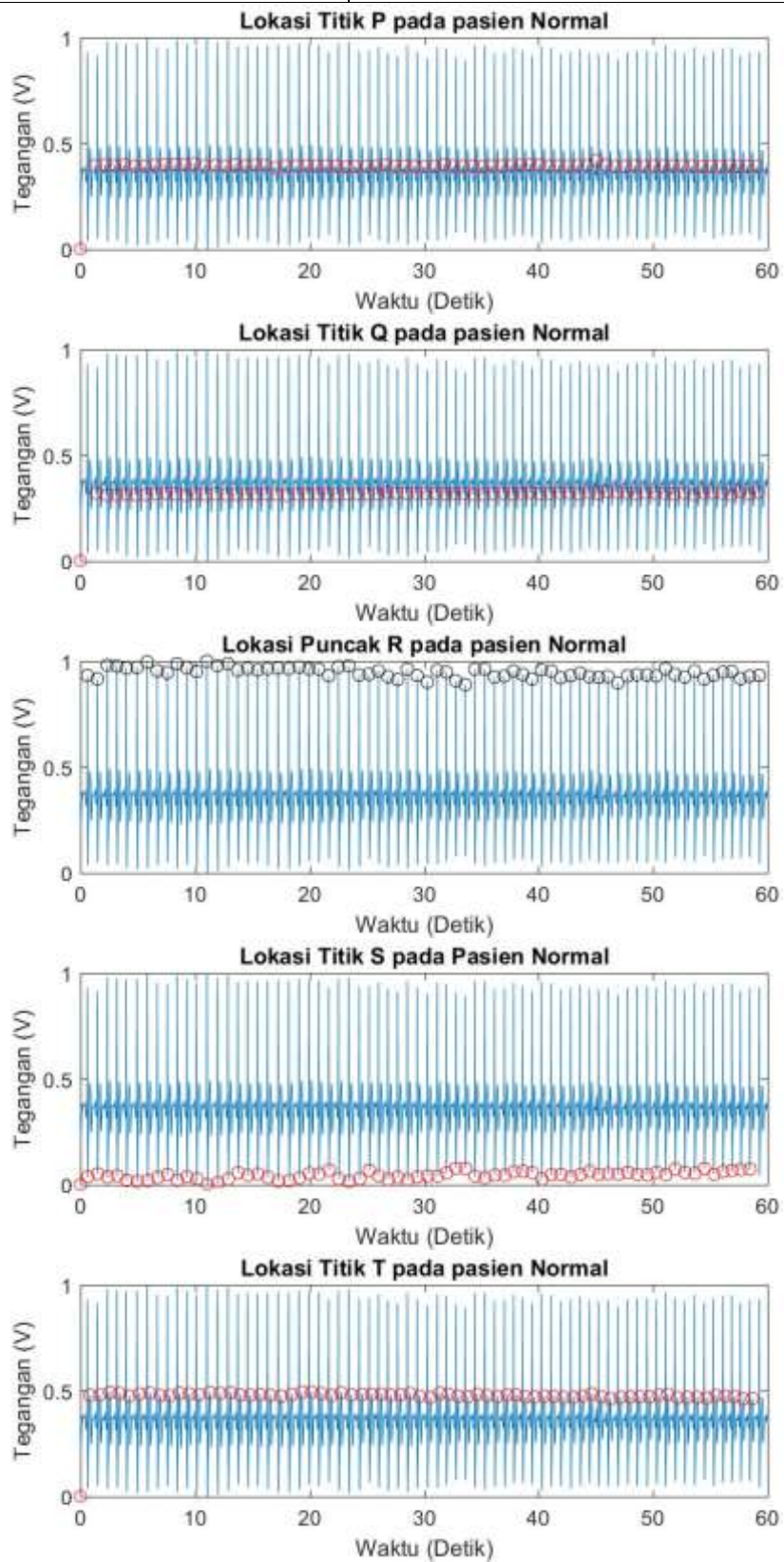


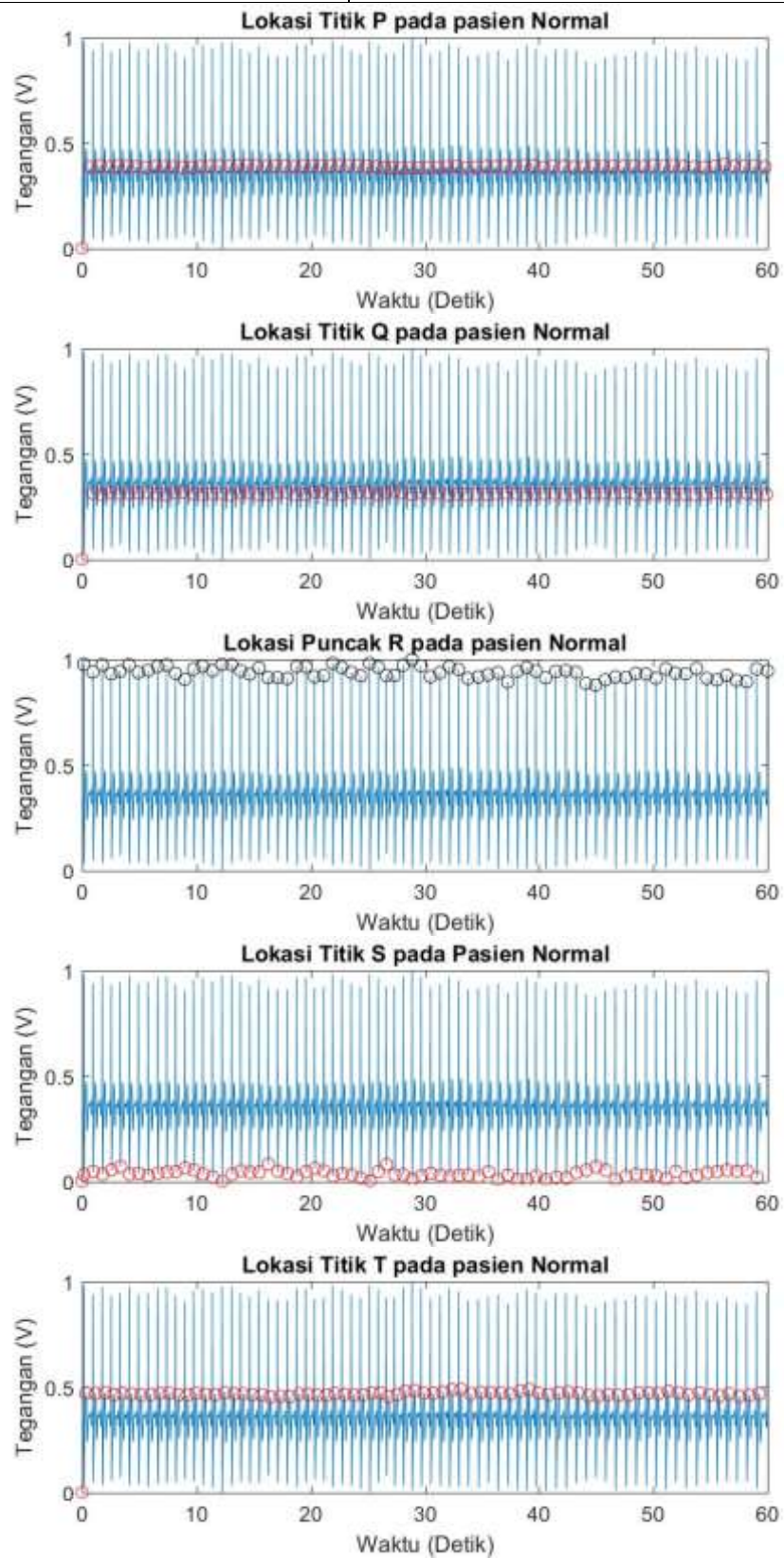


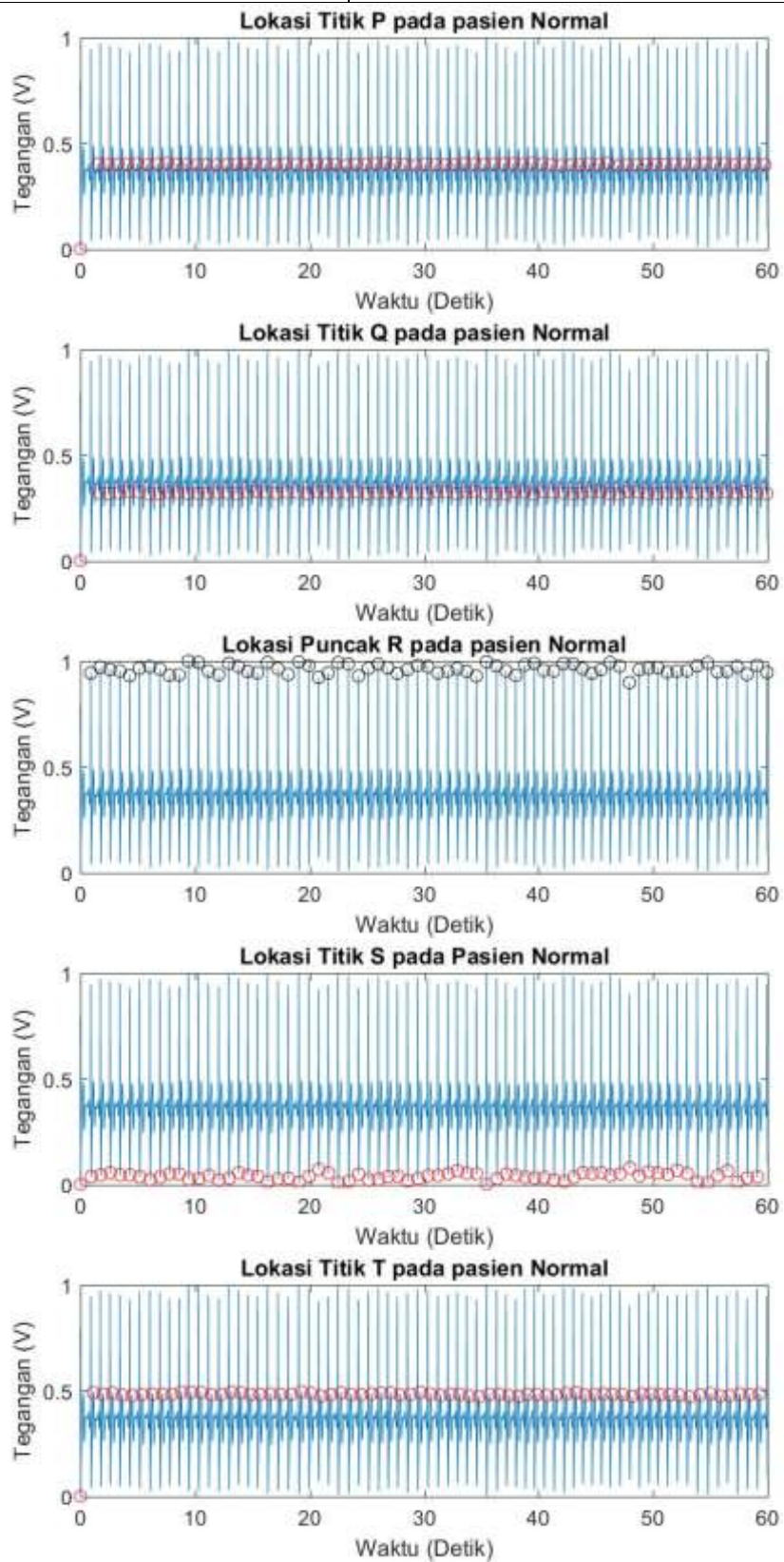


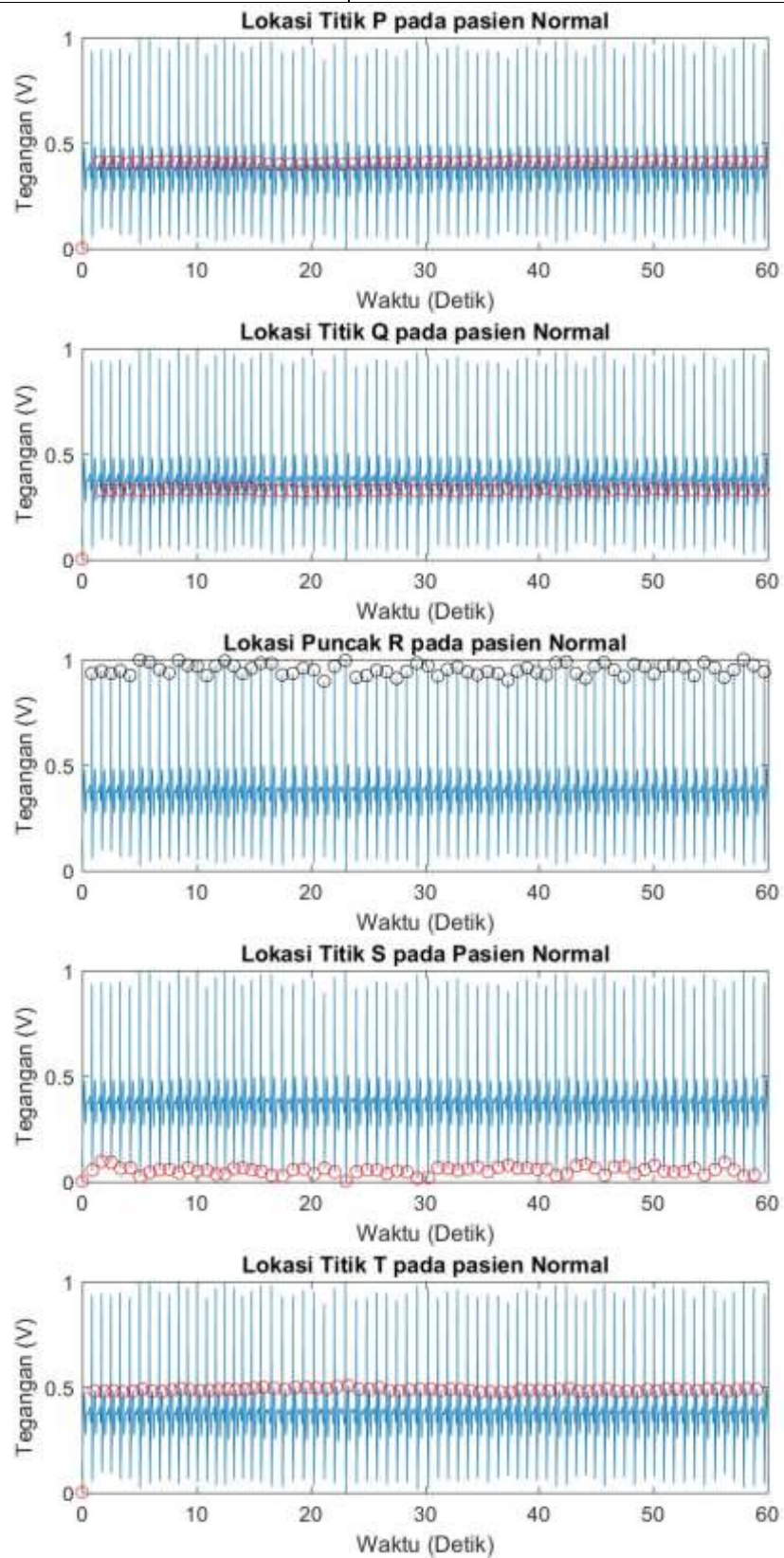


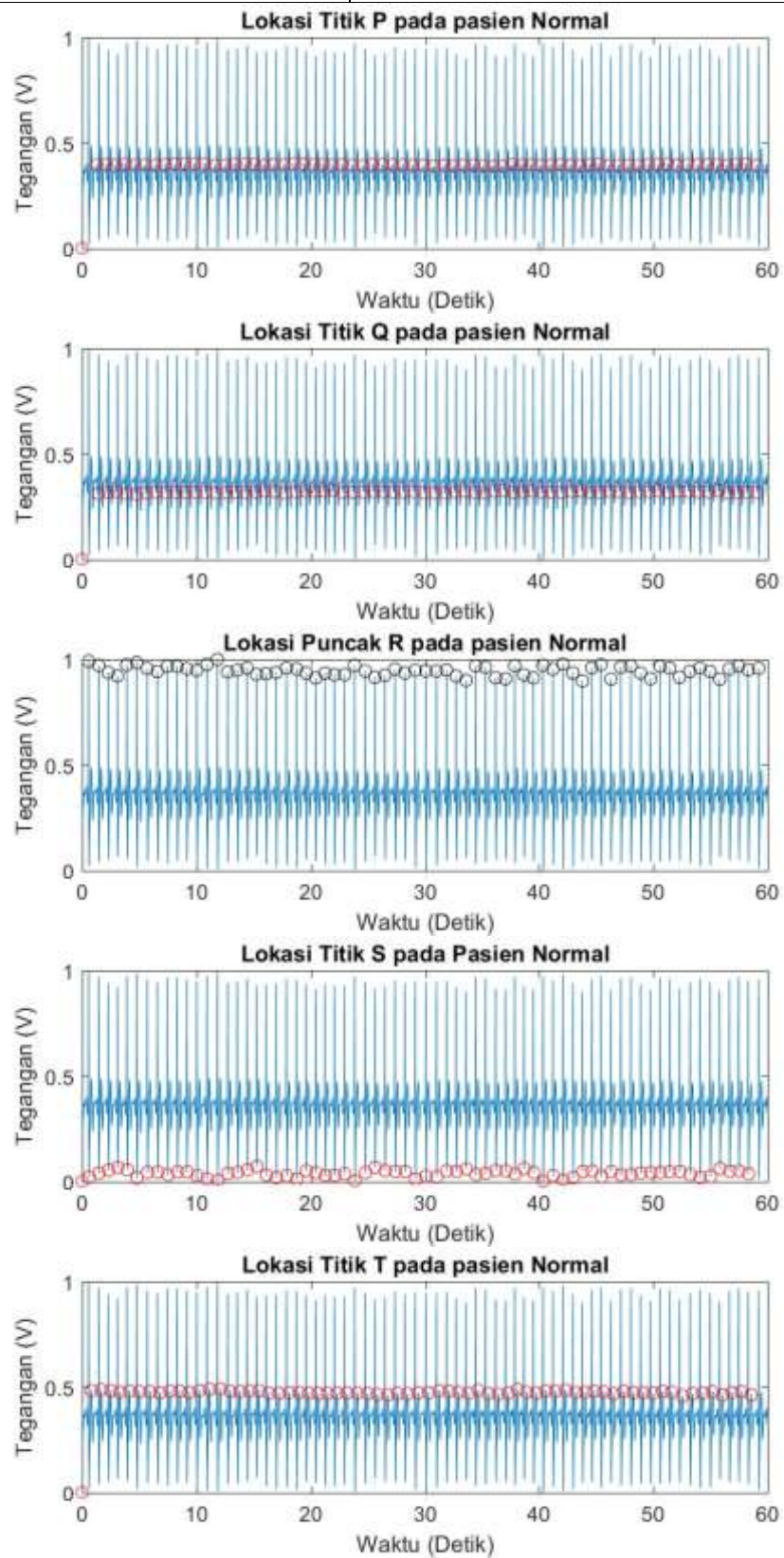












BIOGRAFI PENULIS



Sevia Indah Purnama dilahirkan di Banyuwangi pada tahun 1989. Merupakan anak tunggal dari Ibu Sunarni dan anak pertama dari Bapak Djaka Purnama. Penulis memulai pendidikannya di SDN Gambiran 5, kemudian melanjutkan ke jenjang selanjutnya di SMPN 1 Genteng Banyuwangi. Masa SMA penulis dihabiskan di SMA Muhammadiyah 2 Genteng Banyuwangi. Pada tahun 2009, penulis melanjutkan pendidikan Diploma III di Politeknik Negeri Malang Jurusan Elektro Program Studi Elektronika dan melanjutkan pendidikan Diploma IV di tempat yang sama yang kemudian lulus pada tahun 2014. Pada tahun 2016 penulis meneruskan pendidikan di Program Magister Fakultas Teknologi Elektro Jurusan Teknik Elektro Institut Teknologi Sepuluh Nopember.

e-mail : seviaind@gmail.com

Hp.: 0812 5250 7170